

Aus der Abteilung für klinische Prothetik
Leiter: Professor Dr. K. Eichner
des Fachbereichs Zahn-, Mund-, und Kieferheilkunde
der Freien Universität Berlin

**Festigkeit von VITADUR-Keramik
in werkstofflichen Untersuchungen
und klinischer Erprobung**

D i s s e r t a t i o n

zur

Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde
am Fachbereich Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Zahnärztin Lore Gewehr
aus Strang

Berlin

1977

Aus der Abteilung für klinische Prothetik
Leiter: Professor Dr. K. Eichner
des Fachbereichs Zahn-, Mund-, und Kieferheilkunde
der Freien Universität Berlin

**Festigkeit von VITADUR-Keramik
in werkstofflichen Untersuchungen
und klinischer Erprobung**

D i s s e r t a t i o n

zur

Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde
am Fachbereich Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Zahnärztin Lore Gewehr
aus Strang

Berlin

1977

Referent: Professor Dr. K. Eichner

Korreferent: Professor Dr. J. Viohl

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereiches
Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Freien Universität Berlin



Promoviert am: 26. Mai 1977

Für meine Eltern

I N H A L T

	<u>Seite</u>
1. EINLEITUNG	7
2. SCHRIFTTUMSÜBERSICHT	9
2.1. Zur geschichtlichen Entwicklung der Dentalkeramik	9
2.2. Werkstoffliche Grundlagen der Dentalkeramik	10
2.3. Werkstoffliche Grundlagen der Al_2O_3 -Keramik	12
2.4. Festigkeitsprüfungen von VITADUR	13
2.4.1. Untersuchungsmethoden	13
2.4.2. Meßergebnisse	15
2.5. Klinische Erfahrungen mit VITADUR-Brücken	16
3. EIGENE UNTERSUCHUNGEN	18
3.1. Werkstoffkundliche Untersuchung	18
3.1.1. Untersuchte Werkstoffe	18
3.1.2. Prüfkörper	18
3.1.3. Versuchsanordnung	19
3.1.4. Versuchsdurchführung	23
Messung der Bruchlast	
a) von Profilen im Anlieferungszustand	23
b) von getemperten Profilen	23
c) bei Brückengerüsten	24
d) bei Brücken	24
e) bei Kronen	25
f) bei Kunststoffbrücken	25
3.1.5. Ergebnisse	25
1. Berechnung der Biegebruchfestigkeit	25
2. Profilstäbe	27
3. Brückengerüste, Brücken aus VITADUR und Kunststoffbrücken	32
4. Kronen	34
5. Statistische Auswertung	34
3.2. Mikromorphologische Untersuchungen	36
3.2.1. Prüfkörper	36
3.2.2. Prüfverfahren	36
3.2.3. Ergebnisse	37
3.3. Klinische Untersuchung	40
3.3.1. Patientengut	40
3.3.2. Art der Versorgung	41
3.3.3. Präparationsart	43

	<u>Seite</u>
3.3.4. Labortechnische Herstellung von VITADUR-Brücken	46
3.3.5. Vorgehen am Patienten	47
3.3.6. Nachuntersuchung	53
3.3.7. Ergebnisse	53
4. DISKUSSION	57
4.1. Werkstoffkundliche Untersuchung	57
4.1.1. Biegebruchfestigkeiten der Profilstäbe	57
4.1.2. Bruchlasten auf Brückengerüsten, Brücken und Kronen	58
4.1.3. Vergleich der Bruchlasten	60
4.1.4. Vergleich mit anderen Autoren	61
4.2. Mikromorphologische Untersuchung	62
4.2.1. Artefakte	63
4.2.2. Werkstoffliche Faktoren	63
4.2.3. Verarbeitung im Laboratorium	64
4.3. Klinische Untersuchung	65
4.3.1. Vergleich mit anderen Autoren	65
4.3.2. Patientenverhalten	66
4.3.3. Technische Verarbeitung	66
4.3.4. Konstruktionsart	67
4.3.5. Okklusionsverhältnisse	67
4.3.6. Präparationsart	68
4.3.7. Eigenschaften des Werkstoffes	68
4.3.8. Nebenbefunde	69
4.4. Allgemeine Bewertung	70
5. ZUSAMMENFASSUNG	73
6. SCHRIFTTUM	75
7. TABELLENANHANG	78
8. LEBENSLAUF	90

1. EINLEITUNG

Da in den letzten Jahren von seiten der Patienten zunehmend der Wunsch nach in Funktion und Ästhetik zufriedenstellendem Zahnersatz geäußert wird, ist auch der Bedarf an hierfür geeigneten Werkstoffen gestiegen. Deshalb sind die Bemühungen der Dentalindustrie verständlich, den Zahnärzten und zahntechnischen Laboratorien verbesserte Fabrikate und Verarbeitungsmethoden anzubieten.

Nach den Erfahrungen mit diversen Kunststoffen, die die hochgespannten Erwartungen zur zahnfarbenen Verkleidung von Kronen und Brücken nicht erfüllen konnten, ist für dieses Anwendungsgebiet eine deutliche Tendenz zurück zur Keramik zu erkennen.

Da sich die hohe Härte und die vergleichsweise dazu geringe Biegefestigkeit und Verformbarkeit gebrannter keramischer Massen, des sog. Porzellans, für die Verwendung als prothetischer Werkstoff nachteilig auswirken, wird auf verschiedene Weise versucht, dieser Bruchgefahr durch stabilisierende Faktoren vorzubeugen. Das bekannteste und verbreitetste Verfahren dieser Art ist die Metallkeramik, bei der die Stützung des keramischen Mantels durch ein Metallgerüst erfolgt. Zehnjährige Untersuchungen und klinische Erfahrungen liegen vor. Dabei sind auch gewisse Nachteile bekannt geworden.

Einen anderen Weg hat der Engländer McLEAN vorgeschlagen, indem er in der Mitte der sechziger Jahre begann, die Ton-

erde-Anteile der keramischen Massen zu erhöhen und sie dadurch zu verfestigen. In Zusammenarbeit mit der Firma VITA, Säckingen, entwickelte sich die sogenannte Hartporzellan-Keramik, dessen Handelsprodukt VITADUR seither als Kern-, Dentin- und Schmelzmassen mit verschieden starkem Al_2O_3 -Gehalt und als reine Tonerde-Teile (Profile) auf den Dentalmarkt kommt.

Um dieses widerstandsfähigere Hartporzellan mit herkömmlichen dentalkeramischen Massen vergleichen zu können, wird eine Prüfvorschrift für mechanische Untersuchungsmethoden benötigt. Eine solche Spezifikation, wie sie für andere zahnärztliche Werkstoffe vorliegt, ist für Keramik allerdings noch nicht formuliert.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, die verschiedenen Profile, Kronen, Brückengerüste und Brücken aus VITADUR auf Biegebruchfestigkeit zu testen. Außerdem wird die klinische Anwendbarkeit von Hartporzellan-Brücken im Front- und Seitenzahnbereich geprüft.

2. SCHRIFTTUMSÜBERSICHT

2.1. Zur geschichtlichen Entwicklung der Dentalkeramik

Bald nachdem BÖTTCHER im Jahre 1709, auf den Erfahrungen von TSCHIRNHAUS aufbauend, zum ersten Mal in Europa die Porzellanherstellung gelang, "fand diese neue keramische Masse auch Interesse für die Herstellung von Zahnersatz" (7). Bereits 1728 hat der Pariser Dentist FAUCHARD Goldgerüste emailliert und zum Ersatz von Zähnen verwendet. 60 Jahre später wurden, ebenfalls in Paris, Totalprothesen hergestellt, die aus keramischen Massen nach Anweisungen des Apothekers DUCHATEAU gebrannt wurden.

Einzelne Zähne mit Platinstiften entwickelte 1808 der Italiener FONZI; die fabrikmäßige Herstellung von keramischen Zähnen aber begann in Amerika, und zwar 1825 durch STOCKTON und WHITE (10).

Durch die Erfindung von LAND im Jahre 1887, Platinfolie als Gerüst für keramische Massen beim Brennvorgang zu benutzen, wurde die Anfertigung von Jacket-Kronen ermöglicht (8). Arbeiten von BRILL, LE GRO, FEHR, ILG u. a. in den zwanziger Jahren dieses Jahrhunderts und das Prinzip der Schalenkeramik nach SCHRÖDER (1932) machten diese Form von Mantelkronen auch in Deutschland bekannt (10).

Mit der Methode der Fingerhutkronenbrücke versuchte FELCHER (1937), keramische Kronen auch in Brücken-Zahnersatz einzubeziehen, nachdem sich das Aufbrennen von Keramik auf Platin-Iridium-Gerüsten durch SWANN und HILTEBRAND (1934) als nicht erfolgreich erwiesen hatte (2).

Erst das Vakuum-Brennverfahren, das 1949 durch GATZKA eingeführt wurde, brachte grundlegende Veränderungen und Verbesserungen. Es ermöglichte die Herstellung von annähernd porenfreien keramischen Zähnen und so eine Steigerung der Transparenz des Zahnersatzes, welcher damit den gestiegenen Forderungen an die Ästhetik von seiten des Zahnarztes und vor allem des Patienten gerecht werden konnte.

2.2. Werkstoffliche Grundlagen der Dentalkeramik

Alle Porzellane setzen sich, je nach Verwendungszweck, in unterschiedlichen Mischungsverhältnissen aus Feldspat, Quarz und Kaolin zusammen.

Feldspat hat einen relativ niedrigen Schmelzpunkt, der um 1250°C liegt; bei Abkühlung geht Feldspat in eine transparente, glasartige Substanz über. In diese Glasmatrix lagern sich die Quarzkristalle ein, deren hoher Schmelzpunkt (ca. 1650°C) eine völlige Auflösung in der Porzellanmasse verhindert. Das Kaolin dagegen ist opak und bedingt durch den sehr hohen Schmelzpunkt bei 1750°C die Formbeständigkeit der keramischen Massen beim Brennen. Aus Kaolin und Feldspat bilden sich während des Brennvorganges sogenannte Mullit-Kristalle, die stark verfilzt sind und in Form von Nestern vorkommen. Es handelt sich demnach bei gebrannten keramischen Massen nicht um einen homogenen Stoff, sondern um eine Glasphase, in die Kristallphasen eingebettet sind (23).

Da solche Gemische nicht im physikalisch-chemischen Gleichgewicht stehen (25), haben sie auch keinen festen Schmelz-

punkt, sondern einen Schmelzbereich. Um den Erweichungspunkt der einzelnen Bestandteile auf ein annähernd gleiches Temperaturniveau von ca. 1000 °C zu bringen, werden Flußmittel zugesetzt; dadurch ändern sich sowohl die Zusammensetzungen als auch die Eigenschaften. Als Beispiel für die Zusammensetzung einer gebräuchlichen zahnärztlichen Keramik gibt BREUSTEDT (2) folgende Werte an:

Kaolin	---	weniger als 1 %
Quarz	---	0 bis 20 %
Feldspat	---	70 bis 80 %
Flußmittel	---	0 bis 20 %

Bei den dentalkeramischen Massen hat demnach der Wunsch nach Transparenz zu einer Erhöhung des Feldspat- und Verringerung des Kaolingehaltes geführt; sie sind somit nicht mehr "tongebunden" (24) oder porzellanartig. Vielmehr stehen sie den Gläsern, nichtkristallinen, erstarrten Schmelzen nahe und werden als Silikatkeramik bezeichnet, da das Silizium-Sauerstoffgerüst die glasbildende Matrix darstellt.

Die wichtigsten Eigenschaften der Keramik als dentaler Werkstoff sind neben der geringen Wärmeleitfähigkeit und der chemischen Inertheit vor allem ihr hoher mechanischer Widerstand gegenüber Druck und Abrieb. Die Härte von 418 HB und die Druckfestigkeit zwischen 4.000 und 8.000 kp/cm² (400 bis 800 N/mm²) (2), sind sehr groß; im Verhältnis dazu ist die Biegefestigkeit mit 400 bis 600 kp/cm² (40 bis 60 N/mm²) gering. Die nur unwesentliche Verformung bei Belastung äußert sich in einer Sprödigkeit des Werkstoffes, die sich

nachteilig auf die allgemeine Festigkeit des Zahnersatzes auswirkt.

2.3. Werkstoffliche Grundlagen der Aluminiumoxid-verstärkten Keramik

Nach McLEAN (19) resultiert die Bruchgefahr keramischer Massen aus der Bereitschaft des Werkstoffes, an der Oberfläche vorhandene Mikrosprünge unter Belastung weiterzuleiten und so Risse entstehen zu lassen.

Um diesen Mangel auch der dentalkeramischen Massen auszugleichen, wird eine Verfestigung auf der Innenseite der Kronen angestrebt, sei es nun durch ein Metallgerüst oder eine stabilere keramische Substanz. McLEAN (22) versuchte, die Keramik durch Einlagerung von Kristallen mit großer Festigkeit und Elastizität in die Glasgrundmasse zu verstärken. Es bot sich dafür Al_2O_2 an, welches in Mineralzähnen schon immer als Hartporzellankern zur Verankerung für Krampons Verwendung gefunden hatte (23). Bereits RYSCHKEWITSCH (25) stellte 1948 die hohe mechanische Festigkeit der Tonerde als Folge der großen Bindungskräfte im Oxid fest und errechnete für die Biegebruchfestigkeit der Sintertonerde einen Wert von 3000 kg/cm^2 (294 N/mm^2). Auch SALMANG (27) wies 1951 auf die Stabilität von Al_2O_3 im Vergleich zu anderen Oxiden hin.

Nach PRALOW (23) muß es in einem Glas zu einer Verstärkung kommen, wenn die Silizium-Sauerstoff-Tetraeder teilweise durch Aluminiumoxid ersetzt werden. McLEAN (19) erklärte

diesen Umstand mit der Theorie, daß nun jeder Sprung in der keramischen Masse gezwungen wird, auch die Al_2O_3 -Kristalle zu durchtrennen, und daß damit ein großer Teil der Energie verloren geht.

"Die Tonerde bildet mengenmäßig einen der wichtigsten Bestandteile der festen Erdrinde (25 %)" (25), die freien Formen als Korund (Saphir, Rubin) aber sind relativ selten. Deshalb wird Aluminiumoxid heute überwiegend durch alkalischen Aufschluß des Bauxits gewonnen. Die modellierbare Tonerdemasse mit einem Reinheitsgrad von 97 bis 99,7 % wird dann in die gewünschte Form gebracht und bei Temperaturen bis 1800°C zu Profilen gebrannt (24). Wegen der starken Opazität des Werkstoffes können in der Dentalkeramik diese Profile nur als innere Verstärkung bei der Anfertigung von Brückenzahnersatz dienen. Aber auch die Zahnmassen verfügen, je nach Verwendungszweck, über einen unterschiedlich hohen Anteil an Aluminiumoxid und zwar die Kernmassen bis zu 50 % und die Dentin- und Schmelzmassen weniger.

Dieser auf der Grundlage der Oxidkeramik zusammengesetzte tonerdhaltige dentalkeramische Werkstoff trägt den Handelsnamen VITADUR.

2.4. Festigkeitsprüfungen von VITADUR

2.4.1. Untersuchungsmethoden

Die bei den meisten werkstofflichen Untersuchungen angewendeten Druck- und Zugfestigkeitsprüfungen lassen sich bei der Keramik wegen ihrer Materialeigenschaften nur schwerlich durchführen; hier erweist sich deshalb die Biegebruchfestig-

keitsprüfung als geeignet. Da für die mechanischen Untersuchungsmethoden der dentalkeramischen Erzeugnisse keine anerkannte Prüfvorschrift besteht, werden von den einzelnen Autoren unterschiedliche Versuchsaufbauten zur Bestimmung der Biegebruchfestigkeit beschrieben.

JONES (12), SOUTHAN (29), JONES, JONES und WILSON (14), JONES, WILSON und OSBORNE (13) und McLEAN (22) sehen das 3-Punkt -Prüfverfahren allgemein als geeignet an und haben es angewendet. Dabei liegt die Probe auf zwei Auflagern und wird mit einer Druckfinne mittig bis zum Bruch belastet. BREUSTEDT (3) gibt für seine ermittelten Biegebruchfestigkeiten keine Versuchsmethode an. Die von diesen Autoren untersuchten Proben sind aus keramischer Masse gebrannt, teilweise oberflächenbearbeitet, und bestehen aus Kern-, Dentin- und Schmelzmassen verschiedener Fabrikate und Zusammensetzung. Es handelt sich dabei in den meisten Fällen um im Querschnitt rechteckige Barren, nur McLEAN (22) verwendet auch zylindrische Stäbe. Die Dicke der Barren wird von den Autoren unterschiedlich gewählt und beträgt 2 mm mal 4 mm (12, 14, 15), 3 mm mal 2 mm (13) oder 2 mm mal 2 mm (14). Die Abstände der Auflagen sind 20 mm (12, 13, 15) oder 10, 15, 20, 30 mm (14). Wichtig erscheint allen Autoren das Verhältnis zwischen Stützweite und Dicke der Probe, welches sich nach BINNS (zit. nach 14) zwischen 5:1 und 15:1 bewegen sollte. Innerhalb dieses Bereiches sind keine nennenswerten Schwankungen der Biegebruchfestigkeiten zu erkennen. JONES, JONES und WILSON (14) empfehlen als angemessen ein Verhältnis von 10:1. Die Belastungsgeschwindigkeit differiert stark bei

den einzelnen Untersuchungen. Zwei Autoren (13, 15) geben an, die bei 81 mm/min liegende maximale Geschwindigkeit während des Kauens zu benutzen. Bei einem anderen Verfahren werden die beiden Geschwindigkeiten von 0,1 mm/min und 80 mm/min miteinander verglichen (14); McLEAN (22) schließlich gibt den Lastanstieg/Zeit von 3,5 lb/sec (16 N/sec) an.

Neben den genannten Untersuchungen zur Bestimmung der Biegebruchfestigkeit liegt von BREUSTEDT (3) noch eine klinisch orientierte Prüfung der Bruchlast bei 20 genormten Jacketkronen auf einem Metallstumpf vor; die Versuchsdurchführung wird in der Veröffentlichung nicht erwähnt.

2.4.2. Meßergebnisse

Wegen der unterschiedlichen Versuchsbedingungen lassen sich die gewonnenen Werte nur schwer miteinander vergleichen.

JONES, JONES und WILSON (14) geben für VITADUR Biegebruchfestigkeiten zwischen 65 N/mm^2 für Schmelzmassen und 93 N/mm^2 für Kernmassen an, während BREUSTEDT (3) die Werte von $5,54 \text{ kp/mm}^2$ ($54,3 \text{ N/mm}^2$) für Dentinmassen und $7,45 \text{ kp/mm}^2$ ($73,1 \text{ N/mm}^2$) für Kernmassen erwähnt. Nach McLEAN (22) liegen die Biegebruchfestigkeiten für annähernd 90 % Al_2O_3 enthaltende Keramik zwischen 65.000 und 70.000 lb/in^2 ($448-483 \text{ N/mm}^2$) und für Massen mit einem Gehalt an 40 % Al_2O_3 zwischen 20.000 und 25.000 lb/in^2 ($138-172 \text{ N/mm}^2$). Übereinstimmend werden von den Autoren folgende Ergebnisse erwähnt:

1. Mit steigender Belastungsgeschwindigkeit wächst auch

die zum Bruch nötige Kraft (13, 14, 15).

2. Ob der Brennvorgang mit oder ohne Vakuum stattfindet, hat kaum Einfluß auf die Festigkeit des gebrannten Körpers (14, 15, 22).
3. Nach 15minütiger Erhitzung auf 1150 °C ist eine deutliche Festigkeitssteigerung zu erkennen (14, 22).
4. Das Beschleifen der glasierten Oberfläche der Keramik führt zu einer signifikanten Schwächung des Werkstoffes (3, 22).

McLEAN (22) weist außerdem darauf hin, daß sowohl die Kondensationstechnik als auch die damit verbundene Anzahl an Porositäten keine Änderung der Festigung bewirken. Nach BREUSTEDT (3) beträgt die auf Jacketkronen ausgeübte Bruchlast bei VITADUR im Mittel 19 kp (187 N). Gegenüber Kronen aus herkömmlichen dentalkeramischen Massen bedeutet das annähernd eine Verdoppelung der Festigkeitswerte.

2.5. Klinische Erfahrungen mit VITADUR

Klinische Erfahrungen mit VITADUR-Brücken liegen nur in geringem Umfang vor.

BÜCHEL (4) hat 50 dreigliedrige Frontzahnbrücken im Laufe von 20 Monaten zur Zufriedenheit der Patienten eingegliedert. Über die Haltbarkeit des Zahnersatzes und den Dauererfolg der prothetischen Versorgung gibt der Autor keine Auskunft.

Eine Ausdehnung des Indikationsbereiches auf das Eckzahn- und Prämolarengebiet befürwortet KROGSGAARD-JENSEN (16), der auch dort drei- und viergliedrige VITADUR-Brücken ein-

gliederte. Er weist dabei besonders auf die Notwendigkeit einer zirkulären, rechtwinkligen Stufe des präparierten Zahnstumpfes hin. Über die Tragedauer dieser Brücken werden keine Angaben gemacht. BREUSTEDT (3) schließlich erwähnt, daß er mit "Ganzkeramikbrücken bisher keinen Mißerfolg registrieren konnte". McLEAN (21) hat in zweieinhalb Jahren zwar 1.500 Einzelkronen und 217 Brückenzwischenglieder aus VITADUR erfolgreich eingegliedert, über seine Erfahrungen mit Brücken aus VITADUR jedoch macht er keine genauen Angaben.

3. EIGENE UNTERSUCHUNGEN

3.1. Werkstoffkundliche Untersuchung

3.1.1. Untersuchte Werkstoffe

Bei den zur Festigkeitsprüfung verwendeten Werkstoffen handelt es sich

1. um fabrikmäßig hergestellte Profile aus annähernd reiner Tonerde;
2. um VITADUR S-Kern-, Dentin- und Schmelzmassen, die zur Herstellung von Kronen und, in Verbindung mit einem Profilstab, auch von Brücken Anwendung finden;
3. um andere keramische Massen für Jacketkronen wie VITA VAKUUM-Masse, die noch keinen Gehalt an Al_2O_3 aufweist und sich nicht mehr im Handel befindet, sowie auch die neue VITADUR N-Masse. Dieses Fabrikat soll das seit nunmehr 10 Jahren hergestellte VITADUR S ablösen und zeichnet sich durch feinere Körnung und höhere Verdichtung aus;
4. um die Kunststoffe PALAFERM (Kulzer & Co.) und VITA K&B-Material, die in Form von Brücken auf Festigkeit geprüft werden.

3.1.2. Prüfkörper

Im Handel gibt es unterschiedliche VITADUR-Profilteile; sie werden als Röhrchen, Blättchen und Stäbchen hergestellt.

Zur Untersuchung gelangen die bei der Brückenanfertigung verwendbaren Stäbchen, und zwar die runden Profile E, F, G mit den Durchmessern 1,0 mm, 1,5 mm, 3,0 mm und die ovalen

Profile H, J, K mit den Maßen 2,5 mm mal 3,0 mm, 2,5 mm mal 3,5 mm und 3,0 mm mal 3,5 mm (Abb. 1). Die Typen E und F werden in einer Länge von 20 mm geliefert, die Typen G, H, J und K in einer Länge von 50 mm.

Die zur Untersuchung vorgesehenen Brückengerüste bestehen aus dem in Kernmasse eingebrannten Profilkörper in einer für die spätere Brücke vormodellierten Form (Abb. 2); die Brücken werden in der labortechnisch üblichen Weise aus VI-TADUR S- Kern-, Dentin- und Schmelzmasse hergestellt (Abb.3).

Die einzelnen Jacketkronen brennt der Zahntechniker aus den entsprechenden keramischen Massen der genannten Fabrikate; die Anfertigung der Kunststoffbrücken erfolgt durch Kalt- oder Heißpolymerisation.

3.1.3. Versuchsanordnung

Die Untersuchung der Bruchlast und der Biegebruchfestigkeit erfolgt in einer INSTRON-Universalprüfmaschine Typ TT-BM, welche für Druck- und Zugversuche bis 2.500 kp, mit einer Meßdose Typ DRM für maximale Kräfte von 500 kp geeignet ist.

Die von einem Motor bewegte Traverse, die mit unterschiedlich einstellbaren Geschwindigkeiten fahren kann, vermag Druck oder Zug auf eine Probe auszuüben. Eine Meßdose nimmt diese Kraft auf und überträgt sie als Ausschlag auf einen Schreiber, dessen Papier mit einem stufenweise wählbaren, kontinuierlichen Zeitvorschub bewegt wird. Aus der den Versuchsablauf widerspiegelnden Kurve läßt sich die maximale Last bis zum Bruch ablesen.

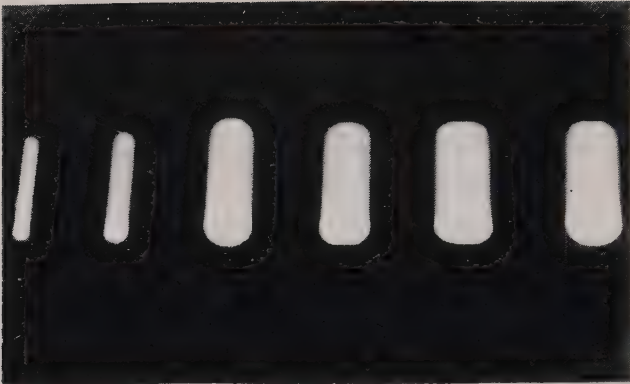


Abb. 1: VITADUR-Profile E, F, G, H, J, K

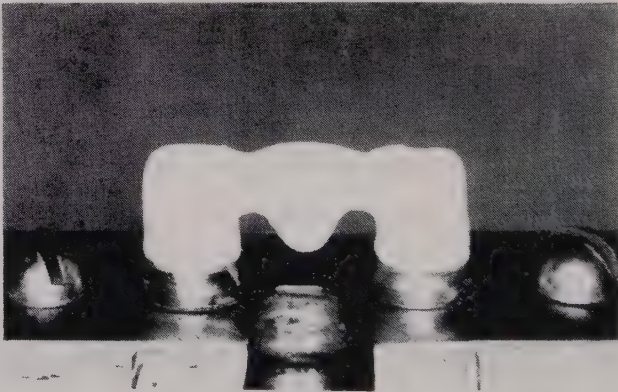


Abb. 2: Brückengerüst aus Profil J und Kernmasse,
auf dem Stahlmodell zementiert

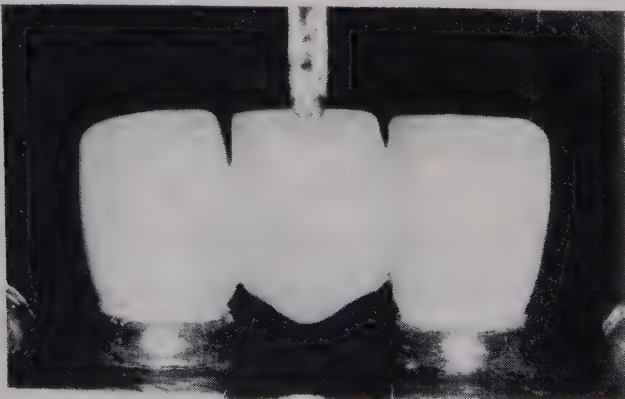


Abb. 3: Brücke fertiggebrannt aus Profil J, Kern-,
Dentin- und Schmelzmasse,
auf dem Stahlmodell zementiert

Um die Biegeprüfung an den Profilstäben durchführen zu können, wird eine Biegeeinrichtung angefertigt, die sich in der Universalprüfmaschine unverrückbar befestigen läßt: Der Drucktisch trägt eine geschlitzte Metallschiene mit zwei verschiebbaren und mit abgerundeten Auflagern versehenen Platten, die in Abständen zwischen 5 und 50 mm festgeschraubt werden können (Abb. 4). Die Unterseite der Traverse erlaubt das Einschrauben einer metallenen Druckfinne, deren aufgelötete Stahlwalze einen Durchmesser von 1 mm hat und damit der Rundung der Auflager entspricht (6).

Die Ausrichtung der verschiebbaren Platten auf der Schiene erfolgt mittels eines Millimetermaßes dergestalt, daß die Auflager den gleichen Abstand zur Druckfinne haben, damit eine mittige Krafteinwirkung auf der Probe gewährleistet ist.

Die Untersuchung von Kronen, Brückengerüsten und Brücken erfordert ein Modell mit präparierten Zahnstümpfen. Da McLEAN (19) die VITADUR-Technik nur in Form von dreigliedrigen Jacket-Kronen-Brücken für den Frontzahnbereich empfiehlt, werden zwei stilisierte Frontzahnstumpfmodelle in den Abmessungen hergestellt, die nach Vergleich von 20 Situationsmodellen entsprechender Präparation geeignet erscheinen (Abb. 5).

Sockelhöhe	2 mm
Stumpfhöhe	7 mm
Zervikaler Stumpfdurchmesser	7 mm
Breite der zikulären Stufe	1 mm
Stumpfdurchmesser über der Stufe	5 mm
Inzisaler Stumpfdurchmesser	4 mm

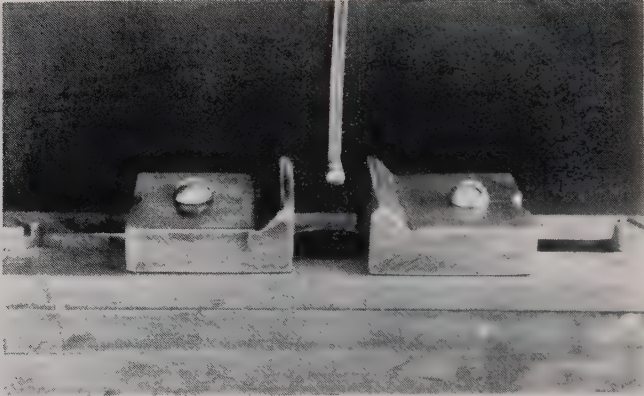


Abb. 4: Geschlitzte Schiene und Platten mit abgerundeten Auflagern für die Biegeprüfung, Stützweite 15 mm

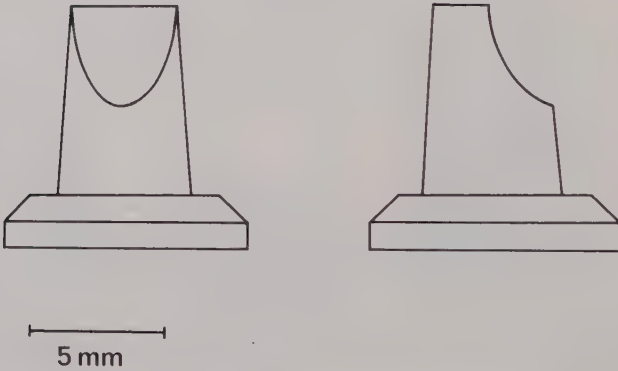


Abb. 5: Rückwärtige und seitliche Ansicht der Modellstümpfe

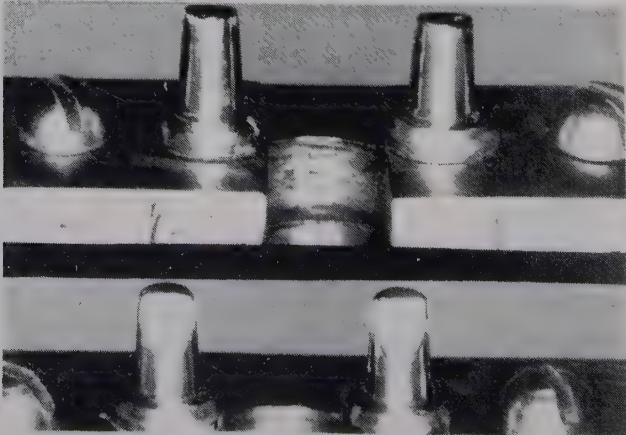


Abb. 6: Stumpfmodelle für die Biegeprüfung, Stützweite 15 mm

Auch diese Metallstümpfe können auf der in der INSTRON-Maschine montierten geschlitzten Schiene in beliebigem Abstand voneinander befestigt werden (Abb. 6). Die Sockelabschrägung entlang der zirkulären Stufe soll dem Zahntechniker das Abheben des anrotierten Platinhütchens erleichtern.

Entsprechend dem Vorgehen am Patienten erfolgt die Zementierung der Kronen, Brückengerüste und Brücken auf den Metallstümpfen. Es wird dazu schnellhärtender HARVARD-Zement (Feinkorn Typ 1 nach DIN 13 903) in Standardkonsistenz verwendet, nämlich 1,3 g Pulver zu 0,5 ml Flüssigkeit. Zwischen dem Zementieren und der Belastung liegen 24 bis 48 Stunden Aushärungszeit.

Bei allen Versuchen bewegt sich die Traverse mit einer Geschwindigkeit von 1 mm/min. Sämtliche Proben werden mittig bis zum Bruch belastet.

3.1.4. Versuchsdurchführung

Messung der Bruchlast

a) von Profilstäben im Anlieferungszustand

Es werden jeweils 10 Proben der einzelnen Profiltypen bei einer Stützweite von 10 mm und 15 mm geprüft. Bei den ovalen Stäben erfolgt die Belastung sowohl in Richtung des kleinen als auch des großen Querschnittsdurchmessers (flach-oval und hochoval). Somit ergeben sich 180 Einzeluntersuchungen.

b) von getemperten Profilen

Um den Einfluß der Temperatur beim Brennvorgang auf die

Festigkeit des Werkstoffes zu überprüfen, werden Profilstäbe untersucht, die zuvor fünfmal gemäß dem Herstellungsgang einer Brücke im zahntechnischen Laboratorium getempert wurden. In der Regel erfolgen dabei zwei Kernbrände im Vakuum bei Temperaturen bis 1125°C , zwei Dentinbrände ebenfalls im Vakuum bei Temperaturen bis 925°C und schließlich ein Hochglanzbrand, auch bei Ansteigen der Temperatur bis 925°C , jedoch ohne Anwendung von Vakuum.

Entsprechend diesem Temperatur - Zeit-Zyklus werden die Profile erhitzt und dann je 10 Proben jeder Profilstärke, wie unter a) beschrieben, bei einer Stützweite von 10 mm geprüft; es ergeben sich weitere 90 Einzeluntersuchungen.

c) bei Brückengerüsten

Zur Herstellung der Gerüste im Laboratorium werden die Abstände der Metallstümpfe in der Versuchsanordnung so gewählt, daß sie klinischen Verhältnissen beim Fehlen sowohl eines schmaleren als auch eines breiteren Frontzahnes entsprechen. Die einzubrennenden Profilstäbe haben dann eine Länge von 10 mm und von 15 mm, und es entstehen je 10 kleinere und größere Brückengerüste. Diese Proben werden auf die Modellstümpfe zementiert und nach 24 bis 48 Stunden in der Mitte des Brückenzwischengliedes bis zum Bruch belastet (Abb. 8).

d) bei Brücken

In der gleichen Versuchsanordnung wie bei c) erfolgt die Prüfung von 10 zementierten Brücken mit eingebranntem Profilstab von 10 mm Länge (Abb. 9).

e) bei Kronen

Je 10 Kronen aus VITA VAKUUM-, VITADUR S- und VITADUR N-Masse kommen zur Untersuchung; sie werden dabei in der Schneidenmitte senkrecht von oben bis zum Bruch belastet.

f) bei Kunststoffbrücken

Als Vergleich zu den keramischen Brücken schließt sich noch die Untersuchung von 10 Kunststoffbrücken an, und zwar von fünf Brücken aus PALAFERM (kalt polymerisiert) und von fünf Brücken aus VITA K&B-Material (heiß polymerisiert). Diese Proben entsprechen in den Abmessungen den VITADUR-Brücken.

3.4.1. Ergebnisse

1. Berechnung der Biegebruchfestigkeit

Da die fabrikmäßig hergestellten und in den Abmessungen genormten Tonerde-Stäbchen als Prüfkörper für Biegeversuche nach DIN 51 230 geeignet sind, läßt sich die Biegebruchfestigkeit des Werkstoffes (annähernd reines Aluminiumoxid) durch sie bestimmen. Die Biegebruchfestigkeit entspricht der Biegespannung beim Bruch nach der Gleichung:

$$\text{Biegespannung } \sigma_B = \frac{\text{Biegemoment } M_b}{\text{Widerstandsmoment } W} \quad (31)$$

$$\text{Biegebruchfestigkeit } \sigma_{bB} = \frac{M_b}{W}$$

Berechnung von M_b :

$$M_b = \frac{F}{2} \cdot \frac{L_s}{2} = \frac{F \cdot L_s}{4} \quad (1)$$

F = Bruchlast

L_s = Stützweite

Berechnung von W:

$$W = \frac{\text{axiales Trägheitsmoment } I}{\text{Abstand neutraler Faser zum Rand } e} \quad (1)$$

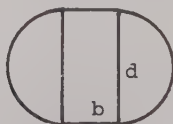
$$I = \frac{\pi d^4}{64} \quad (\text{bei Rundproben})$$

$$e = r \quad (\text{bei Rundproben})$$

$$W = \frac{\pi d^3}{32}$$

$$\delta_{bB} = F \frac{8Ls}{\pi d^3} \quad (\text{bei Rundproben})$$

Das axiale Trägheitsmoment der ovalen Stäbe kann nur durch Integration der Querschnittsfläche des Prüfstabes bestimmt werden. Diese Fläche setzt sich zusammen aus einem Rechteck und zwei Halbkreisen:



Bei Belastung in Richtung der kleinen Querschnittsachse (d):

$$e = \frac{d}{2}$$

$$I = \frac{\pi d^4}{64} + \frac{b d^3}{12} \quad (5)$$

$$\delta_{bB} = F \cdot \frac{240}{3\pi d^3 + 16 b d^2}$$

Bei Belastung in Richtung der großen Querschnittsachse (b+d):

$$e = \frac{d+b}{2}$$

$$I = \frac{\pi d^4}{64} + \frac{b^3 d}{12} + \frac{\pi b^2 d}{4} + \frac{d^2 b}{2} \quad (5)$$

$$\delta_{bB} = F \cdot \frac{\frac{Ls}{4}}{\frac{\pi d^4}{32(d+b)} + \frac{b^3 d}{6(d+b)} + \frac{\pi b^2 d}{2(d+b)} + \frac{d^2 b}{d+b}}$$

2. Profilstäbe

Mit den unter 1. angeführten Formeln wird für jeden einzelnen Prüfkörper die Biegebruchfestigkeit errechnet. Jeweils 10 Probenwerte einer Profilart bei gleicher Stützweite und Stellung des Probenquerschnitts bilden eine Gruppe, deren Mittelwert $\bar{x}$, Standardabweichung s und Variationskoeffizient V bestimmt werden.

In Tabelle 1 sind die Mittelwerte der Bruchlast der einzelnen Profilstabgruppen in kp und N dargestellt, Tabelle 2 zeigt die Biegebruchfestigkeiten in kp/mm^2 und N/mm^2 . Der sich aus allen Einzelpositionen ergebende Mittelwert der Biegebruchfestigkeit von Profilstäben im Anlieferungszustand liegt bei $54,2 \text{ kp/mm}^2$ (532 N/mm^2), die Standardabweichung bei $4,1 \text{ kp/mm}^2$ (40 N/mm^2) und der Variationskoeffizient bei 8 %.

Auch die Ergebnisse der getemperten Profilstäbe werden in gleicher Art zusammengefaßt und ihre Mittelwerte der Bruchlast in Tabelle 3, die der Biegebruchfestigkeit in Tabelle 4 wiedergegeben. Der Mittelwert aller Ergebnisse für die Biegebruchfestigkeit beträgt bei den getemperten Stäben $55,0 \text{ kp/mm}^2$ (539 N/mm^2), die Standardabweichung $5,3 \text{ kp/mm}^2$ (52 N/mm^2) und der Variationskoeffizient 10 %.

Abb. 7 veranschaulicht den Zusammenhang zwischen den errechneten Biegebruchfestigkeiten und der Profilstärke, der Stützweite und der Belastungsrichtung durch Darstellung in Säulendiagrammen; dabei wird der mittlere Wert der Biegebruchfestigkeit durch die Höhe der Säule ausgedrückt, die Standardabweichung durch die dünne Linie am Kopf der Säule.

Profil	Belast.- Richt.	Stützsw. (mm)	$\bar{x}$ (kp)	s	$\bar{x}$ (N)	s	V (%)
E	-	10	2,2	0,2	21,3	2,0	9
	-	15	1,4	0,1	13,2	1,1	8
F	-	10	7,0	1,1	59,0	11,0	16
	-	15	4,4	0,6	43,2	5,6	13
G	-	10	50,0	3,9	490,5	38,0	8
	-	15	36,5	2,5	327,6	24,0	7
H	flach	10	47,2	4,4	436,0	42,9	9
	hoch	10	52,3	5,2	513,1	50,7	10
	flach	15	31,0	2,6	303,6	25,3	8
	hoch	15	36,7	3,2	360,0	30,9	8
J	flach	10	61,4	6,1	602,3	60,1	10
	hoch	10	88,4	3,8	866,7	37,2	4
	flach	15	40,8	3,7	400,3	36,3	9
	hoch	15	54,4	3,6	533,2	34,9	7
K	flach	10	80,6	7,4	790,7	73,0	9
	hoch	10	94,7	7,2	929,0	70,3	8
	flach	15	50,9	2,9	499,3	28,0	6
	hoch	15	56,9	4,9	558,2	48,1	9

Tabelle 1: Bruchlast der Profilstäbe im

Anlieferungszustand.

(n=10, $\bar{x}$ = Mittelwert, s = Standardabweichung,
V = Variationskoeffizient)

Profil	Belast.- richt.	Stützw. (mm)	$\bar{x}$ (kp/mm ²)	s	$\bar{x}$ (N/mm ²)	s	V (%)
E	-	10	55,3	5,1	542,4	50,0	9
	-	15	51,4	4,2	504,2	40,9	7
F	-	10	53,1	8,5	520,6	83,2	16
	-	15	49,8	6,4	488,7	62,9	13
G	-	10	47,2	3,7	462,8	35,8	8
	-	15	51,6	3,5	506,1	34,0	7
H	flach	10	57,5	5,3	563,6	52,2	9
	hoch	10	49,1	4,9	481,5	47,6	10
	flach	15	56,5	4,7	554,4	46,1	8
	hoch	15	51,7	4,4	506,9	43,5	9
J	flach	10	59,6	6,0	584,8	58,4	10
	hoch	10	53,6	2,3	525,7	22,6	4
	flach	15	59,4	5,4	582,8	52,8	9
	hoch	15	49,5	3,2	485,1	31,8	7
K	flach	10	59,3	5,5	581,4	53,7	8
	hoch	10	60,5	4,6	593,8	44,9	8
	flach	15	56,2	3,1	550,8	30,8	6
	hoch	15	54,6	4,7	535,2	46,1	9

Tabelle 2: Biegebruchfestigkeit der Profilstäbe im
Anlieferungszustand
(n=10, $\bar{x}$ = Mittelwert, s = Standardabweichung, V = Variationskoeffizient)

Profil	Belast.- richt.	Stützw. (mm)	$\bar{x}$ (kp)	s	$\bar{x}$ (N)	s	V (%)
E	-	10	2,1	0,2	20,4	2,2	11
F	-	10	6,6	0,8	64,7	7,9	12
G	-	10	57,1	7,1	560,2	69,5	12
H	flach	10	51,6	4,3	506,2	41,7	8
	hoch	10	54,2	6,4	531,7	63,2	12
J	flach	10	64,4	5,4	631,8	52,6	8
	hoch	10	79,2	9,3	777,0	90,7	12
K	flach	10	78,7	4,1	772,1	40,3	5
	hoch	10	86,7	5,5	850,5	54,4	6

Tabelle 3: Bruchlast von getemperten Profilstäben
(n=10, $\bar{x}$ = Mittelwert, s = Standardabweichung,
V = Variationskoeffizient)

Profil	Belast.- richt.	Stützw. (mm)	$\bar{x}$ (kp/mm ²)	s ²	$\bar{x}$ (N/mm ²)	s ²	V (%)
E	-	10	53,0	5,7	519,9	56,3	11
F	-	10	49,8	6,1	488,2	59,5	12
G	-	10	53,7	6,7	526,5	65,2	12
H	flach	10	62,9	5,2	617,5	50,8	8
	hoch	10	50,9	6,1	499,8	59,4	12
J	flach	10	62,5	5,2	612,8	51,0	8
	hoch	10	48,3	5,6	473,9	55,3	12
K	flach	10	58,2	3,0	571,3	29,8	5
	hoch	10	55,5	3,5	544,4	34,7	6

Tabelle 4: Biegebruchfestigkeit der getemperten Profilstäbe (n=10, $\bar{x}$ = Mittelwert, s = Standardabweichung, V = Variationskoeffizient)

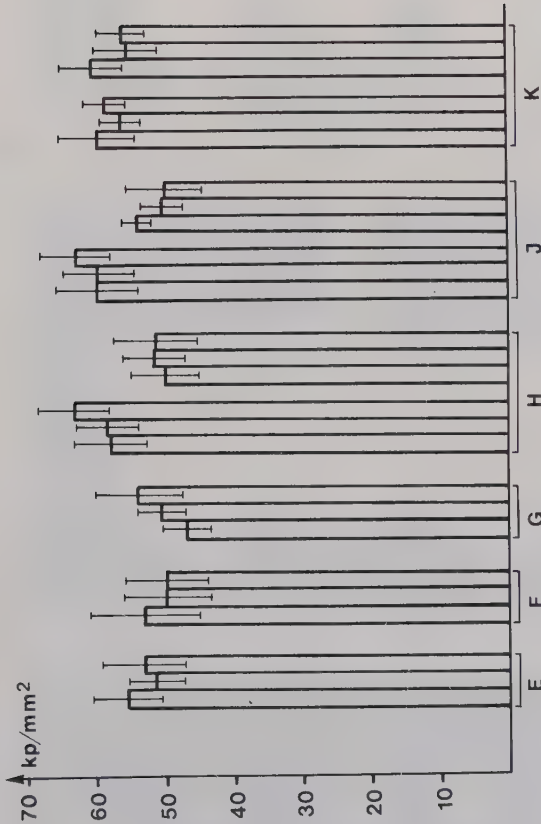


Abb. 7: Biegebruchfestigkeiten in kp/mm^2 von VITADUR-Profilstäben E bis K

linke Säule: Profile im Anlieferungszustand, Stützweite 10 mm

mittl. Säule: Profile im Anlieferungszustand, Stützweite 15 mm

rech. Säule: Profile getempert, Stützweite 10 mm

Profile H, J, K:

bei jeweils den linken drei Säulen Belastungsrichtung flachoval

bei jeweils den rechten drei Säulen Belastungsrichtung hochoval

3. Brückengerüste, Brücken aus VITADUR und Kunststoffbrücken

Bei der Bruchbelastung sowohl der Gerüste und Brücken aus VITADUR S als auch der aus Kunststoff zeigt sich folgendes Erscheinungsbild: Die erste Bruchstelle ist an einem der beiden Verbindungsstellen des Brückenzwischengliedes mit den Kronen, dann erfolgt ein Riß auch an der anderen Ansatzstelle. Mit einem dritten Sprung schließlich wird nun das Zwischenstück noch schräg zertrennt unter Bruch auch des Profilstabes. Aus den Überresten der keramischen Proben lassen sich die wegen der immer ähnlich verlaufenden Bruchfiguren charakteristisch geformten Bruchstücke des Brückenzwischengliedes leicht bestimmen (Abb. 10).

Die Mittelwerte der Bruchlast dieser Versuchsreihe in kp und N gehen aus Tabelle 5 hervor.

Prüfkörper		Zahl	$\bar{x}$ (kp)	s	$\bar{x}$ (N)	s	V (%)
Brückengerüste							
VITADUR S	10 mm	10	43,9	7,9	430,2	77,9	18
	15 mm	10	49,2	8,1	482,7	79,9	17
Brücken							
VITADUR S	10 mm	10	84,1	20,1	825,0	196,9	24
PALAFERM	10 mm	5	53,0	8,2	519,9	80,0	15
VITA K&B	10 mm	5	23,6	4,1	231,5	40,2	17

Tabelle 5: Bruchlast von Brückengerüsten und Brücken aus VITADUR (mit Profil J) und Kunststoff in kp und N ($\bar{x}$ = Mittelwert, s = Standardabweichung, V = Variationskoeffizient)

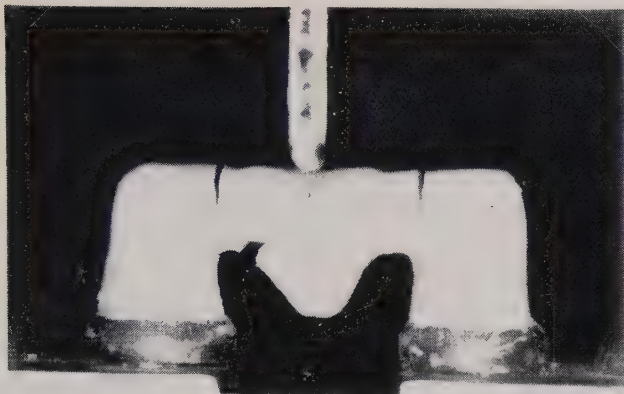


Abb. 8: Brückengerüst nach dem Bruch in der Versuchsanordnung

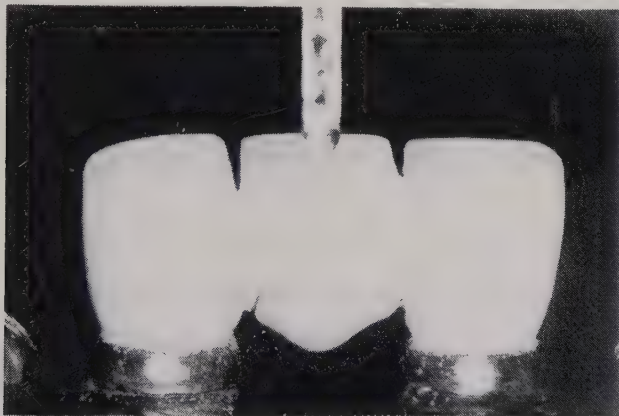


Abb. 9: Brücke nach dem Bruch in der Versuchsanordnung

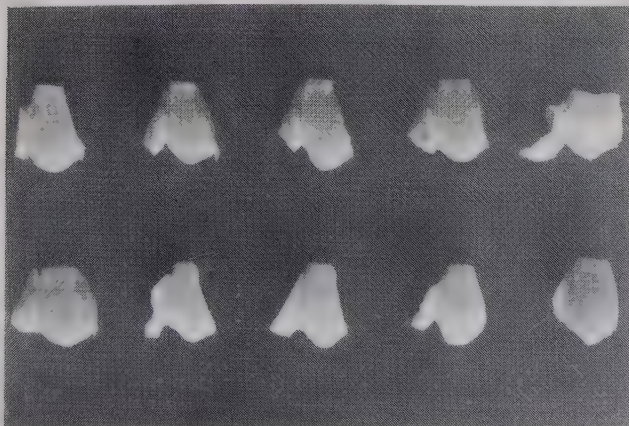


Abb.10: Bruchstücke nach der Biegeprüfung von VITADUR-Brücken

4. Kronen

Tabelle 6 zeigt die Mittelwerte der Bruchlast in kp und N für drei verschiedene keramische Massen der Firma VITA, die zur Herstellung von Kronen verwendet wurden.

Prüfkörper	Zahl	$\bar{x}$ (kp)	s	$\bar{x}$ (N)	s	V (%)
VITA VAKUUM	10	124,9	34,2	1225,3	335,8	27
VITADUR S	10	271,5	75,1	2663,4	736,6	28
VITADUR N	10	302,8	36,8	2970,5	361,3	12

Tabelle 6: Bruchlast bei keramischen Kronen in kp und N
($\bar{x}$ = Mittelwert, s = Standardabweichung,
V = Variationskoeffizient)

5. Statistische Auswertung

Zur Feststellung von signifikanten Unterschieden zwischen Daten verschiedener Meßreihen ist der t-Test als verteilungsunabhängiges Prüfverfahren für zwei unabhängige Stichproben geeignet (26). Bei einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5 % müssen die aus den einzelnen Stichproben errechneten Werte jeweils größer als der tabellarisch zu ersiehende Wert $T_{0,05}$ sein, damit ein signifikanter Unterschied angenommen werden kann.

a) Profilstäbe

Ein Vergleich der Mittelwerte der Biegebruchfestigkeiten von getemperten Profilstäben mit denen im Anlieferungszustand nach dem t-Test ergibt den Wert 0,42, welcher deutlich kleiner ist als der Tabellenwert $T_{0,05} = 2,06$. Demnach

ergibt sich kein deutlicher Unterschied.

b) Brückengerüste

Um den Einfluß der Länge des Brückenzwischengliedes auf die Bruchlast von VITADUR-Zahnersatz zu überprüfen, wird der t-Test für Brückengerüste mit 10 mm und mit 15 mm langem eingearbeitetem Profilstab durchgeführt. Hierbei ist der errechnete Wert von 1,49 geringer als der aus der Tabelle zu entnehmende Wert $T_{0,05} = 2,10$, was also wiederum keinen signifikanten Unterschied zwischen den Daten dieser Meßreihen erkennen läßt.

c) Kronen

Da von Interesse ist, ob die 1977 auf dem Dentalmarkt erschienene VITADUR N-Masse bezüglich der Festigkeit dem seit etwa 10 Jahren bewährten VITADUR S überlegen ist, werden die Mittelwerte der Bruchlasten auf keramischen Kronen aus den genannten Werkstoffen mittels des t-Testes miteinander verglichen. Dabei geht aus dem sich ergebenden Wert von 1,18 gegenüber $T_{0,05} = 2,10$ hervor, daß auch hier kein signifikanter Unterschied vorliegt.

Die zur Betrachtung der werkstoffkundlichen Untersuchungen von VITADUR notwendigen Vergleiche der übrigen Meßreihenwerte miteinander erfordern keine Überprüfung der Signifikanz durch den t-Test, da die Daten ihrer Mittelwerte sich zu augenfällig voneinander unterscheiden.

3.2. Mikromorphologische Untersuchung

3.2.1. Prüfkörper

Um über die Verbindung der einzelnen, bei der Herstellung von VITADUR-Brücken verwendeten Massen miteinander und mit dem Profilstab eine Aussage machen zu können, werden solche keramischen Brücken mikromorphologisch untersucht.

Die hierzu benutzten VITADUR-Brücken des Front- oder Seitenzahnbereiches fertigt ein Zahntechniker in der unter 3.3.4. beschriebenen, von der Herstellerfirma angegebenen Verarbeitungsweise im Laboratorium an. Nach dem Hochglanzbrand werden die keramischen Brücken in Gießharz eingebettet (Wirtz Akemi Kalteinbettmasse) und diese Proben in ausgehärtetem Zustand in der vorher festgelegten Richtung geschnitten. Das geschieht mit diamantierten Scheiben (Durchmesser 10 cm) unter Wasserkühlung und mit nur geringem Druck, damit kein Sprung in der keramischen Masse auftritt. Die dabei entstehenden Schliffe werden an der Oberfläche mittels Naß-Schleifpapier mit Siliziumkarbid-Beschichtung in der Körnung 240, 400 und 600 bearbeitet. Abschließend findet eine Politur mit Diamentpaste ($3\mu\text{m}$) und verdünnter Tonerde statt.

3.2.2. Prüfverfahren

Die makroskopischen Aufnahmen der Schliffe werden mit einem Ultraphot-Gerät von Zeiss im Auflicht angefertigt; die daraus resultierenden Übersichtsbilder sind gegenüber dem Original 6,5fach vergrößert. Besonders interessierende Aus-

schnitte können dann im Zeiss Universal-Mikroskop mit einer Kleinbild-Kamera (Contarex) in einer Vergrößerung 100 zu 1 photographiert werden.

3.2.3. Ergebnisse

Auf allen Übersichtsaufnahmen sind deutlich die einzelnen Schichten der Keramik zu unterscheiden: Profilstab, Kernmasse und Dentinmasse. Ebenfalls gut zu erkennen ist die relativ gleichmäßige, annähernd 0,5 mm betragende Schichtdicke der Kernmasse in den Kronen, die auch den Kronenrand bildet und in die Stufe einfließt.

Bei dem in oro-vestibulärer Richtung geschnittenen Brücken-zwischenglied (Abb. 1') fällt die innige Verbindung der Massen miteinander und mit dem Profilstab auf, in stärkerer Vergrößerung allerdings (Abb. 12) ist eine deutliche Grenzlinie zwischen dem hellen Stab und der kräftig strukturierten Kernmasse zu sehen. Der Übergang zur Dentinmasse dagegen ist nahtlos; die Glasphasen der Kern- und Dentinmassen scheinen sich völlig miteinander verbunden zu haben, lediglich die eingelagerten Tonerde-Kristalle kennzeichnen die Kernmasse.

Abb. 13 zeigt eine in mesio-distaler Richtung geschnittene Brücke, bei der zwischen Profilstab und Kronenkern ein beträchtlicher Spalt imponiert, während in Abb. 14 das Einbrennen des Profiles ohne Zwischenraum gelungen ist. Ebenfalls am Übergang zum Brückenzwischenglied liegt der Sprung in Abb. 15, der die Kernmasse völlig durchzieht,



Abb. 11: Zwischenglied einer VITADUR-Brücke
(Schnitttrichtung oro-vestibulär)

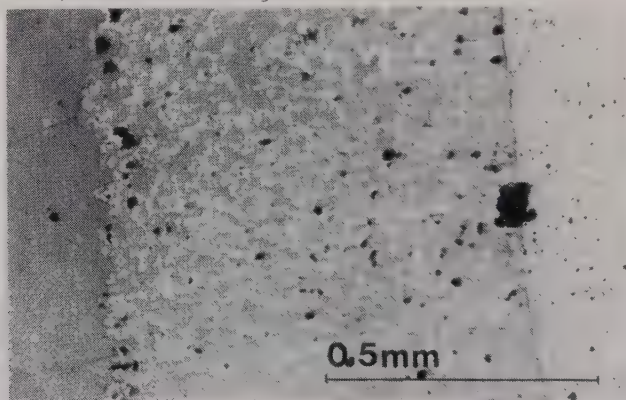


Abb. 12: Dentinmasse, Kernmasse, Profilstab
(von links nach rechts)

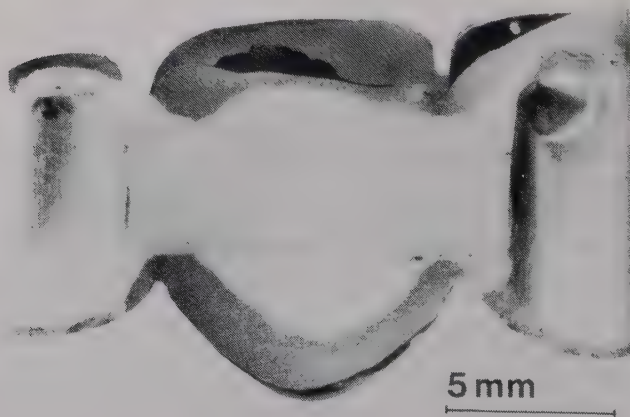


Abb. 13: Spalt zwischen Profilstab und Kernmasse
in der linken Ankerkrone

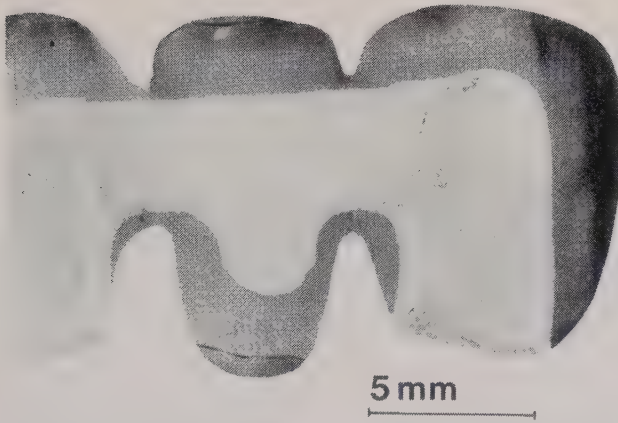


Abb. 14: Fehlerfrei eingebrannter Profilstab

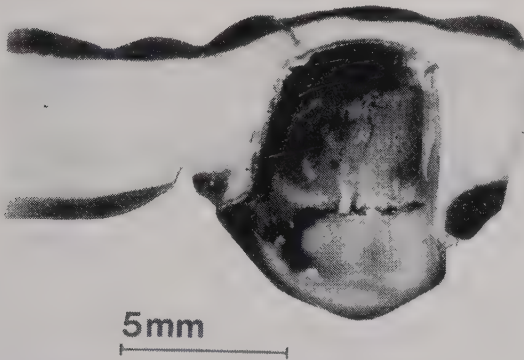


Abb. 15: Sprung in der Kernmasse

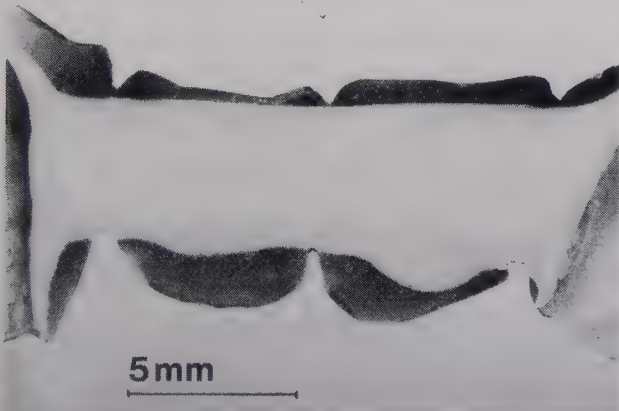


Abb. 16: Eine Brücke mit Sprung im Profilstab
(in der Längsrichtung geschnitten)

aber durch nachträglich eingeflossene Dentinmasse aufgefüllt wurde.

Aus Abb. 16 schließlich wird ersichtlich, daß sogar der Profilstab in sich in der Längsrichtung geborsten sein kann, ohne daß die Brücke mit unbewaffnetem Auge als beschädigt betrachtet werden konnte.

3.3. Klinische Untersuchung

3.3.1. Patientengut

Die im Rahmen dieser Untersuchung mit VITADUR-Brücken versorgten Patienten sind bereits in konservierender und/oder prothetischer Weise vorbehandelt worden.

Alle Patienten haben eine Lücke von einer Zahnbreite im Front- oder Seitenzahngebiet in einem sonst vollbezahnten oder mit feststitzendem Zahnersatz versorgten Gebiß. Sie gehören also in der Gruppeneinteilung der Lückengebisse nach EICHNER der Gruppe A2 an. Bei sieben Patienten fehlt ein Oberkiefer-Frontzahn, bei acht Patienten ein Prämolare im Ober- oder Unterkiefer und bei fünf Patienten der 1. Molar im Unterkiefer. Insgesamt werden 20 Patienten versorgt.

Das Alter der Probanden liegt zwischen 20 und 34 Jahren, lediglich zwei von ihnen sind 42 und 47 Jahre alt. Während sechs Patienten über ein stark ausgeprägtes Höcker-Fissuren-Relief im Seitenzahngebiet verfügen, haben 13 Patienten abgemilderte anatomische Höckerausprägungen in den Okklusalfächen, größtenteils bedingt durch Füllungen oder Zahnersatz; nur der 47jährige Patient besitzt ein Abrasionsge-

biß. Unter den sieben Probanden mit Frontzahn­lücken befindet sich einer mit tiefem Biß, die anderen Patienten haben einen leichten Überbiß von 1 bis 3 mm.

Entsprechend dem relativ jugendlichen Alter der Patienten ist der Parodontal­zustand in den meisten Fällen gut, auch die Mundpflege der Patienten ist bis auf wenige Ausnahmen nicht zu beanstanden.

3.3.2. Art der Versorgung

Bei der Planung der geeigneten Brücken­konstruktion finden u.a. folgende Gesichtspunkte Beachtung:

1. Zustand der die Lücke begrenzenden Zähne

Es werden nach Möglichkeit vitale Zähne mit gesundem Parodontium als Brückenpfeiler herangezogen. Die Zähne sollen noch über genügend viel Zahnhartsubstanz verfügen, um eine Stufenpräparation zu gestatten und um der keramischen Krone eine ausreichende Unterstützung zu bieten. In drei Fällen können Metall-Stiftaufbauten auf wurzelbehandelten Pfeilern den Zahnstumpf wiederherstellen.

Zähne mit Karies, Füllungen oder schon vorhandenen Kronen werden bevorzugt in die Brücken­konstruktion mit einbezogen, während die Überkronung völlig gesunder Zähne nach Möglichkeit vermieden wird.

2. Art der Gegenbezahnung

Besondere Beachtung gilt der ausgewogenen Artikulation, damit die Brückenanker und das Brückenzwischenglied bei den Seitbewegungen der Zahnreihen gegeneinander keine extremen

Horizontalbelastungen erfahren. Das gilt besonders für die Extensionsbrücken, bei denen der Anhänger in allen Artikulationsphasen außerhalb des Antagonistenkontaktes gehalten wird.

Die unter Beachtung der genannten Punkte angefertigten Brücken gehen aus Tabelle 7 hervor und lassen sich folgendermaßen einteilen:

a) Frontzahngebiet

zwei Brücken von 11 nach 22

zwei Brücken von 13 nach 11

zwei Brücken von 14 nach 12

eine Brücke mit Anhänger 22 an 23 und 24

b) Seitenzahngebiet

fünf Brücken von 47 nach 45 (oder 35 nach 37)

vier Brücken von 16 nach 14 (oder 34 nach 26 oder
24 nach 26)

vier Brücken mit Anhänger 24 an 25 und 26 (oder 14
an 15 und 16 oder 44 an 45 und 46)

Die relativ große Anzahl von fünf Freiendbrücken läßt sich wie folgt erklären:

Die eine Extensionsbrücke im Frontzahngebiet wird auf Wunsch des Patienten (Nr. 7) gewählt, der seit etwa 10 Jahren eine gleiche Konstruktion zur Zufriedenheit trägt, welche lediglich ästhetischen Anforderungen nicht mehr genügt. Die vier Freiendbrücken im Seitenzahnbereich kommen zur Anwendung, weil bei allen diesen Patienten die Eckzähne karies- und füllungsfrei sind, die 1. Molaren dagegen durchaus überkronungsbedürftig erscheinen (Patienten Nr. 10, Nr. 12, Nr. 15 und Nr. 20).

Nr.	Patient	Alter	Brücke
1	Herr J. F.	20 J.	<u>1/-2</u>
2	Frau H. D.	34 J.	<u>3-1/</u>
3	Herr K. N.-T.	26 J.	<u>1/-2</u>
4	Herr W. K.	29 J.	<u>4-2/</u>
5	Herr W. B.	32 J.	<u>3-1/</u>
6	Herr H.-U. W.	29 J.	<u>/2-4</u>
7	Herr T. N.	26 J.	<u>/-34</u>
8	Herr R. S.	28 J.	<u>/4-6</u>
9	Herr M. M.	20 J.	<u>7-5/</u>
10	Herr K. M.	31 J.	<u>65-/</u>
11	Herr C.-P. Z.	29 J.	<u>6-4/</u>
12	Frau H. M.	24 J.	<u>65-/</u>
13	Herr V. V.	47 J.	<u>/5-7</u>
14	Herr F. W.	26 J.	<u>7-5/</u>
15	Herr H. W.	22 J.	<u>/-56</u>
16	Frau S. R.	24 J.	<u>7-5/</u>
17	Herr H. B.	42 J.	<u>6-4/</u>
18	Herr M. Sch.	20 J.	<u>/5-7</u>
19	Herr P. K.	30 J.	<u>/4-6</u>
20	Frau E. N.	26 J.	<u>65-/</u>

Tabelle 7: Patientenaufstellung

3.3.3. Präparationsart

Für die Präparation von Zähnen zur Aufnahme von VITADUR-Kronen gelten grundsätzlich die gleichen Richtlinien wie für einzelne Jacketkronen:

Der beschliffene Stumpf sollte leicht konisch sein und über eine zirkuläre, rechtwinklige Stufe verfügen, die in der physiologischen Zahnfleischfurche liegt und etwa 1 mm breit ist. Inzisal muß genügend Platz zum Antagonisten vorhanden sein (mindestens 1 mm); der Stumpf sollte jedoch nicht

kürzer sein als $\frac{2}{3}$ der klinischen Krone, um der keramischen Masse ausreichend Unterstützung zu bieten, auf der oralen Seite befindet sich zusätzlich noch eine ausgekehlte Schulter zum Abfangen der Kaukräfte. Der Zahnstumpf sollte allenthalben keine scharfen Kanten aufweisen (McLEAN, 20).

Bei Beachtung aller dieser Punkte während der Präparation gelingt es später, aus den verschiedenen keramischen Massen für diesen Zahnstumpf eine Jacketkrone mit gleichmäßiger, etwa 1 mm starker Schichtdicke anzufertigen, die sowohl über hohe Ästhetik als auch über Festigkeit verfügt (Abb. 17).

Um einen solchen zur Aufnahme von Jacketkronen geeigneten Stumpf zu erhalten, kommt es darauf an, die Zahnhartsubstanzen an richtiger Stelle im richtigen Ausmaß abzutragen, ohne die Pulpa zu gefährden. KÜHL hält, unter Zugrundelegung der Veröffentlichung von SWERDLOW und STANLAY (30), eine Dentinschicht von mindestens 0,7 mm zur Pulpa für nötig, damit deren Schädigung vermieden wird (17).

TOBINA und SUGIURA (zit. nach KÜHL 17) haben Untersuchungen über die durchschnittlichen Wandstärken von Schmelz und Dentin bei oberen Frontzähnen vorgenommen. Dabei zeigte sich, daß genügend Zahnhartsubstanz auch im zervikalen Bereich bei diesen Zähnen vorhanden ist, um das Abtragen einer Schicht von 1 mm aus Schmelz und Dentin mit einem Sicherheitsabstand von 0,7 mm zur Pulpa zu tolerieren. HUGEL, SCHAAF und ULLMANN (11, 28, 32) führten ähnliche Messungen an Prämolaren und Molaren durch und kamen dabei zu anderen Ergebnissen. Besonders im Approximalgebiet dieser Zähne

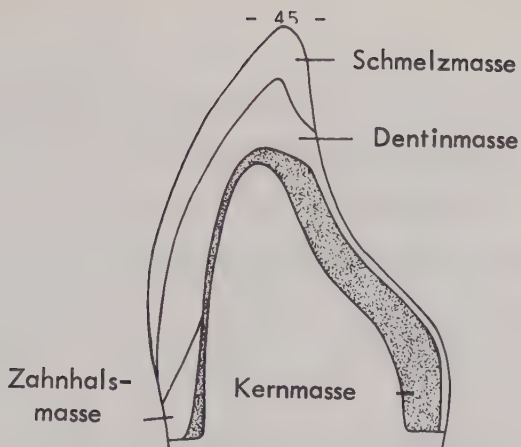


Abb. 17: Richtiger Aufbau einer Aluminiumoxid-haltigen Jacketkrone (McLEAN)

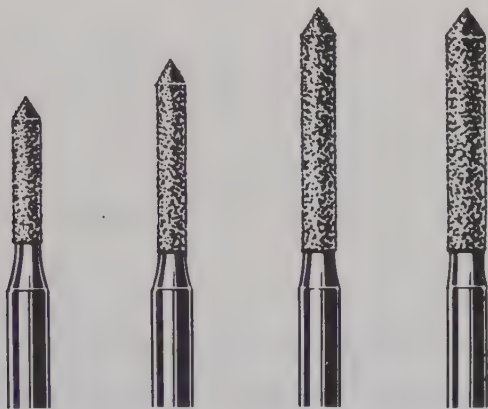


Abb. 18: Zylinderförmige Schleifkörper mit kegelförmigem Kopf (MARXKORS)

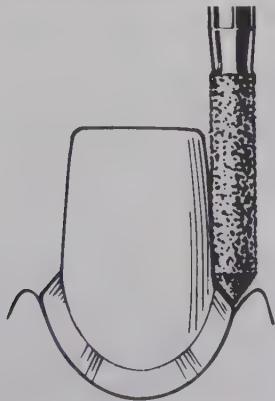


Abb. 19: Präparierter Zahnstumpf (MARXKORS)

ist die Zahnhartsubstanzdicke in Höhe der Schmelz-Dentin-Grenze so gering, daß eine rechtwinklige Stufe von 1 mm Breite eine Reaktion der Pulpa nach sich ziehen kann.

McLEAN (20) empfiehlt deshalb folgende Schulterbreiten:

Bei Prämolaren approximal	0,3 mm
bukkal	0,8 mm
oral	0,5 mm
Bei Molaren approximal	0,5 mm
bukkal	1,0 mm
oral	0,5 mm

Da die Präparation von Stufen dieser unterschiedlichen Ausmaße größte Genauigkeit voraussetzt und nicht leicht zu verwirklichen ist, wird im folgenden eine andere praxisnähere Präparationsart vorgeschlagen.

MARXKORS (18) hat 1972 zylinderförmige Diamant-Schleifer mit kegelförmigem Kopf (Abb. 18) entwickelt, die das Anlegen einer schrägen, etwa 30° zur Senkrechten geneigten Stufe ermöglichen. Bei Verwendung der beiden größeren der vier Schleifkörper entsteht eine etwa 1 mm breite schräge Schulter, die aber weniger Zahnhartsubstanzverlust bedingt als eine ebensobreite rechtwinklige Stufe (Abb. 19).

Bei der vorliegenden Untersuchung werden die Prämolaren und Molaren zirkulär mit einer solchen schrägen Stufe präpariert, die Frontzähne dagegen mit rechtwinkliger Schulter.

3.3.4. Labortechnische Herstellung von VITADUR-Brücken

Auf dem nach Doppelabdruck gewonnenen Meistermodell rotiert der Zahntechniker aus 0,02 mm dicker Platinfolie den

Stumpfmodellen passende Hütchen an, auf welche er dann Kernmasse der ermittelten Farbe in dünner Schicht aufträgt. Nach dem Brand der Kernmasse wird ein den Platzverhältnissen entsprechendes Profilmteil waagerecht zwischen den Kappen eingepaßt, wobei darauf zu achten ist, daß der Stab nur an den Kopfseiten beschliffen werden darf und möglichst bündig den Kronenkernen anliegen soll.

Zur Anfertigung eines speziellen Brennträgers werden Kappen und Profilmteil durch Klebewachs starr miteinander verbunden und so als Ganzes vom Modell gehoben (Abb. 20). Die mit Vaseline isolierten Platinhütchen setzt der Zahntechniker auf Neo-Brillat-Masse, die durch einen Profilstab zusammenhängt. Nach Verbrennung des Wachses wird der VITADUR-Stab erneut zwischen den Kappen fixiert, nun aber mit Kernmasse eingebrannt (Abb. 21).

Jetzt erfolgt die Ausmodellierung der Kronenkerne und des Zwischengliedes in verkleinerter Brückenform und dann der nächste Brand (Abb. 22, 23). Nach dem Erkalten wird die Brücke aus Dentin- und Schmelzmassen weiter aufgebaut, gebrannt und den klinischen Platzverhältnissen entsprechend beschliffen und glasiert (Abb. 24). Erst nach völliger Fertigstellung der Brücke entfernt der Zahntechniker die Platinfolie aus den Kronen (Abb. 25).

3.3.5. Vorgehen am Patienten

Nach vorhergehender Befundaufnahme und Planung beginnt die klinische Behandlung mit dem Beschleifen der Pfeilerzähne

Abb. 20-25:
Herstellungsgang einer
VITADUR-
Seitenzahn-
brücke im
zahntechni-
schen Labo-
ratorium

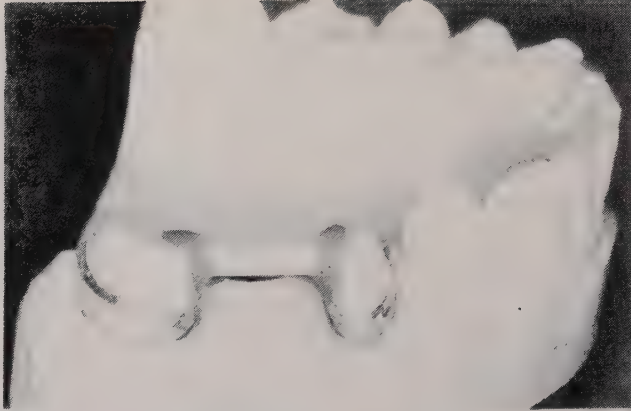


Abb. 20: Profilstab zwischen Kernmasse-
kappen auf dem Modell fixiert

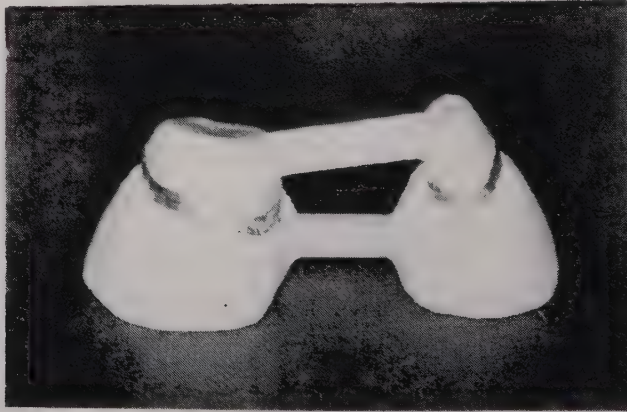


Abb. 21: Profilteil auf Brennträger zwischen
den Kernmassekappen eingebrannt



Abb. 22: Brückenzwischenglied in Kernmasse
vormodelliert

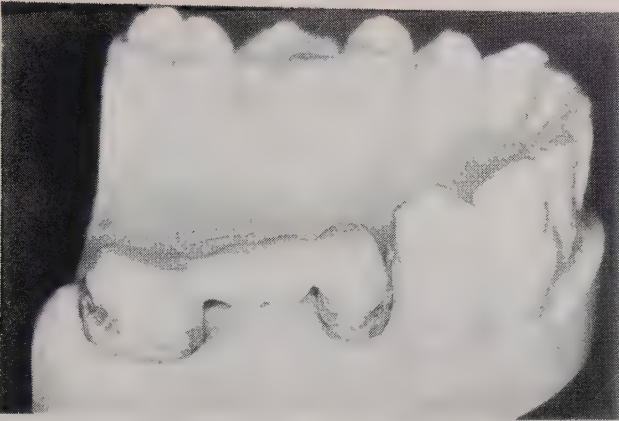


Abb. 23: Brückengerüst auf dem Arbeitsmodell

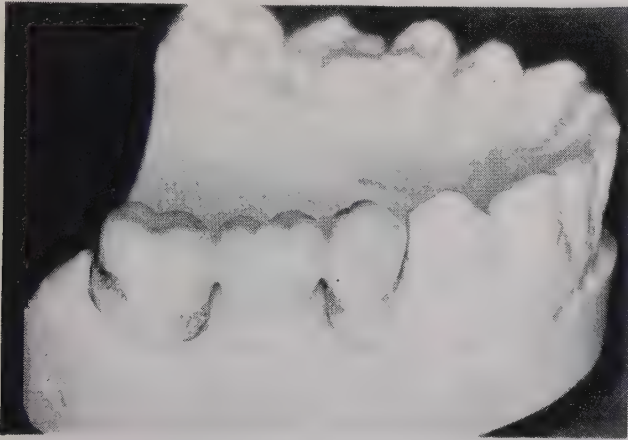


Abb. 24: Fertige Brücke, noch mit Platinfolie
in den Kronen, auf dem Arbeitsmodell

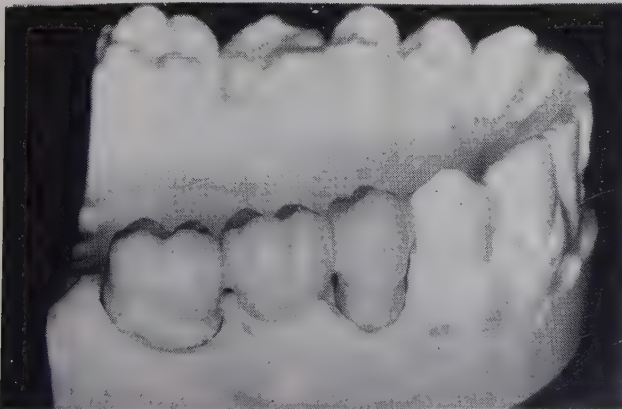


Abb. 25: Fertige Brücke mit Hartporzellangerüst

unter Lokal- oder Leitungsanästhesie. Im Frontzahngebiet werden die Zähne mit einer zirkulären rechtwinkligen Stufe präpariert, im Seitenzahngebiet erhalten die Kronenstümpfe eine schräg abfallende Schulter nach MARXKORS (Abb. 26, 29). Die Abformung der Stümpfe erfolgt im Doppelabdruckverfahren mit Optosil/Xantopren nach vorheriger Eröffnung der Zahnfleischtaschen mittels Wollfäden; im Gegenkiefer findet Alginat als Abformwerkstoff Verwendung. Es werden jeweils die gesamten Zahnreihen erfaßt. Bis zur Eingliederung der VITA-DUR-Brücke trägt der Patient eine provisorische Kunststoffbrücke.

In der zweiten Sitzung erfolgt die Einprobe der inzwischen im zahntechnischen Laboratorium angefertigten keramischen Brücke am Patienten (Abb. 27, 30). Kontaktpunkte, Okklusion und Artikulation werden kontrolliert und gegebenenfalls korrigiert. Die Überprüfung der Paßgenauigkeit geschieht mittels eines dünnfließenden Abformmaterials (Xantopren). Dieses wird in die Kronen eingefüllt und die Brücke dann in situ gebracht.

Zur Eingliederung findet Harvard-Zement Type I, feinkörnig in Standardkonsistenz Verwendung. Bei leichtem Fingerdruck gleitet die Brücke in die vorgesehene Position, ein unkontrolliertes Zubeißen des Patienten muß dabei vermieden werden. Nach dem Zementieren erfolgen eine erneute Überprüfung der habituellen Okklusion und Artikulation (Abb. 28, 31), und evtl. noch ein Feineinschleifen.

Abb. 26-28:
Klinischer
Fall einer
Frontzahn-
brücke aus
VITADUR

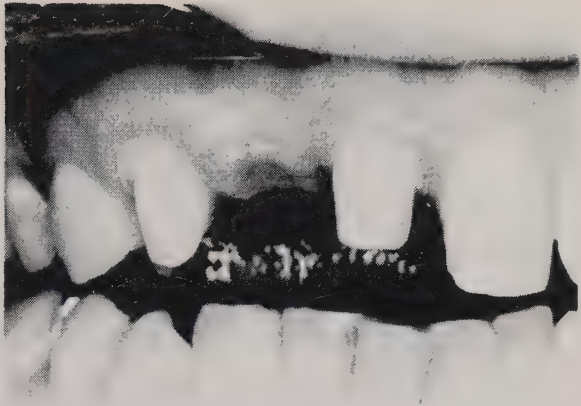


Abb. 26: Zähne 13 und 11 präpariert mit zirkulärer rechtwinkliger Stufe (Pat. Nr. 2)

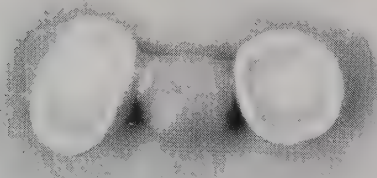


Abb. 27: Fertige VITADUR-Brücke, von zervikal gesehen

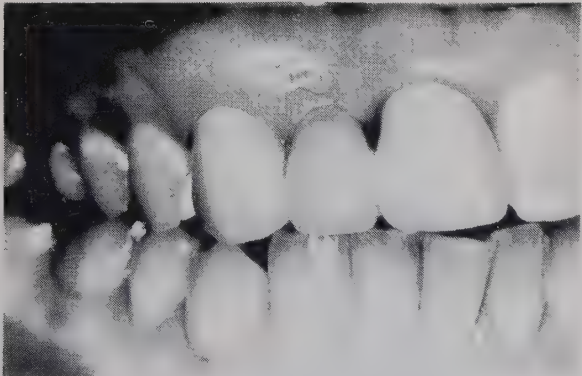


Abb. 28: Brücke in situ nach dem Zementieren

Abb. 29-31:
Klinischer
Fall einer
VITADUR-
Seitenzahn-
brücke



Abb. 29: Zähne 16 und 14 präpariert mit schr
abfallender Stufe nach MARXKORS (Pat. Nr. 11)

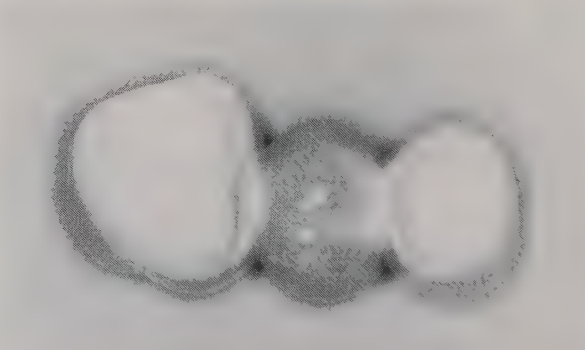


Abb. 30: Fertige Brücke von zervikal aus
gesehen



Abb. 31: Fertige Brücke in situ nach dem Zementieren

3.3.6. Nachuntersuchung

Die Patienten werden aufgefordert, die VITADUR-Brücke wie ihre übrigen Zähne oder schon vorhandenen Zahnersatz zu beanspruchen und zu pflegen. Bei Bruch der Keramik melden sich die Probanden aus eigener Initiative, ansonsten finden Nachuntersuchungen nach fünf bis sechs Monaten und nach 12 bis 13 Monaten statt.

3.3.7. Ergebnisse

Von den sieben Frontzahnbrücken sind bis zum Zeitpunkt der Erhebung drei Brücken zersprungen, und zwar die Freiid-
brücke (Patient Nr. 7) bereits nach vier Wochen, die ande-
ren beiden Brücken (Patienten Nr. 2 und Nr. 3) nach 13 Mo-
naten. Bei der Versorgung im Seitenzahnbereich zerbrechen
zwei Brücken direkt bei der Eingliederung (Patienten Nr. 13
und Nr. 14), während sieben weitere im Zeitraum von einem
Monat bis 11 Monaten in zeitlicher Streuung zerstört werden
(Patienten Nr. 8, Nr. 11, Nr. 15, Nr. 16, Nr. 17, Nr. 18
und Nr. 20).

Insgesamt sind von den 20 angefertigten Brücken noch acht
funktionstüchtig und 12 Brücken erneuerungsbedürftig (Ta-
belle 8). Im einzelnen handelt es sich bei den beschädigten
Brücken um folgende Konstruktionen:

- eine Brücke von 13 nach 11
- eine Brücke von 11 nach 22
- eine Brücke mit Anhänger 22 an 23 und 24
- vier Brücken von 47 nach 45 (oder 35 nach 37)
- drei Brücken von 16 nach 14 (oder 24 nach 26)

zwei Brücken mit Anhänger 24 an 25 und 26)
(oder mit Anhänger 44 an 45 und 46)

Eine auffällige Häufung von geborstenen Extensionsbrücken kann nicht festgestellt werden; drei von fünf angefertigten Freidendbrücken sind zerstört, das entspricht dem Zahlenverhältnis 12 von 20 der Gesamtzahlen.

Alle Patienten mit beschädigten Brücken geben auf Befragen an, bei Eintritt des Bruches keine extrem harte Kost zu sich genommen zu haben. Der Sprung in der keramischen Brücke befindet sich stets in einer der beiden Kronen oder am Ansatz des Brückenzwischengliedes, welches selber immer unversehrt bleibt (Abb. 32 bis 34).

Folgender Nebefund ist erwähnenswert: sechs Patienten klagten bei der zweiten Nachuntersuchung über ein Zurückweichen der Gingiva an einem der beiden Überkronen Zähne und über damit verbundene empfindliche Zahnhälse (Patienten Nr. 2, Nr. 3, Nr. 4, Nr. 5, Nr. 9 und Nr. 17).

Nr.	Patient	Alter	Brücke							Bruchstelle	Zeit nach Eingliederg.
			(1)	1	2	3	4	5	6	7	
1	Herr J. F.	20									
2	Frau H. D.	34									
3	Herr K. N.-T.	26									
4	Herr W. K.	29									
5	Herr W. B.	32									
6	Herr H.-U. W.	29									
7	Herr T. N.	26									
8	Herr R. S.	28									
9	Herr M. M.	20									
10	Herr K. M.	31									
11	Herr C.-P. Z.	29									
12	Frau H. M.	24									
13	Herr V. V.	47									
14	Herr F. W.	26									
15	Herr H. W.	22									
16	Frau S. R.	24									
17	Herr H. B.	42									
18	Herr M. Sch.	20									
19	Herr P. K.	30									
20	Frau E. N.	26									

Tabelle 8: Ergebnisse der klinischen Nachuntersuchung

☐ = Krone
 ☐ = Zwischenglied
 ☒ = Bruchstelle

Abb. 32-34:
Verschiede-
ne Bruchfor-
men bei
VITADUR-
Brücken



Abb. 32: Brücke von 13 nach 11; an der Eck-
zahnkrone ist eine labiale Facette ab-
geplatzt (Patient Nr. 2)

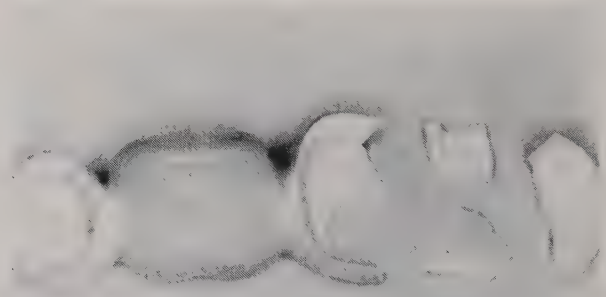


Abb. 33: Brücke von 35 nach 37; die Kaufläche
des 2. Molaren ist okklusal mehrfach
gesprungen (Patient Nr. 13)

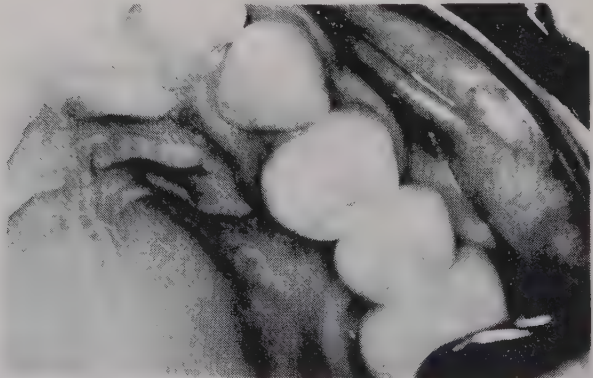


Abb. 34: Brücke von 24 nach 26 mit Sprung in der
Prämolarenkrone vor dem Entfernen
(Patient Nr. 8)

4. DISKUSSION

4.1. Werkstoffkundliche Untersuchung

4.1.1. Biegebruchfestigkeiten der Profilstäbe

Wie aus Tabelle 2 hervorgeht, bewegen sich die Werte der Biegebruchfestigkeiten von Profilstäben im Anlieferungszustand um einen Mittelwert von $531,7 \text{ N/mm}^2$, der Variationskoeffizient liegt bei 8 %.

Ein auffälliger Zusammenhang zwischen den errechneten Biegebruchfestigkeiten und den Profilstärken, dem Auflagenabstand oder der Belastungsrichtung ist nicht zu erwarten, da die einzelnen Parameter bereits in die Berechnung mit eingeflossen sind und es sich bei der Biegebruchfestigkeit um eine Materialkonstante handelt. Dennoch kann die Beobachtung gemacht werden (Abb. 7), daß die ovalen Profilstäbe bei flacher Belastung die höchsten Biegebruchfestigkeitswerte ergeben. Eine Erklärung dafür kann die bei dieser Belastungsrichtung größere Auflagefläche des Druckstempels auf den Prüfkörpern sein. Dadurch findet eine geringere Verformung in der Oberfläche der Keramik statt und der Bruch bei Belastung tritt entsprechend später ein. Der Profiltyp K, dessen großer und kleiner Querschnittsdurchmesser nur gering voneinander abweichen und der mehr den runden Profiltypen ähnelt, zeigt diesen Unterschied der Biegebruchfestigkeiten in Abhängigkeit von der Belastungsrichtung kaum noch.

Bei Bewertung der Daten aller Untersuchungen muß allerdings eine gewisse Ungenauigkeit der Versuchseinrichtung

beachtet werden; außerdem fällt noch der Meßfehler der Prüfmaschine von etwa 0,5 % ins Gewicht, welcher jedoch bei den bisher aufgetretenen Standardabweichungen ohne Belang ist und sich zudem gleichmäßig auf alle Messungen verteilt (9).

Die getemperten Profile zeigen einen durchschnittlichen Biegebruchfestigkeitswert von $539,4 \text{ N/mm}^2$ und damit nur eine geringfügige Abweichung von dem Wert der Profilstäbe im Anlieferungszustand; die statistische Auswertung mit dem t-Test ergibt keinen signifikanten Unterschied. Dieses Ergebnis zeigt, daß das nachträgliche Erhitzen bis zu 1125°C keinen Einfluß auf die bei 1800°C fabrikmäßig hergestellten VITADUR-Stäbe nimmt. Eine Veränderung der Struktur und damit der Werkstoffeigenschaften tritt nicht ein.

4.1.2. Bruchlasten auf Brückengerüsten, Brücken und Kronen

Da die nicht genormte und in mathematischen Gleichungen faßbare Gestalt von Kronen, Brückengerüsten und Brücken die Berechnung der Biegebruchfestigkeit des Werkstoffes nicht gestattet, können nachfolgend lediglich Lasten, die auf die einzelnen Proben bis zum Bruch einwirken, betrachtet und miteinander verglichen werden.

Dabei muß in die Überlegungen mit eingehen, daß der Zahntechniker zur Anfertigung der Prüfkörper als feste Größe lediglich die Modellstümpfe zur Verfügung hatte; die endgültigen Ausmaße der Kronen oder Brücken aber blieben von seinem visuellen Vermögen, annähernd gleichmäßige Dimensionen zu schaffen, abhängig. Dementsprechend liegen bei

diesen Untersuchungen auf Bruchlast die Variationskoeffizienten sehr hoch, nämlich zwischen 15 und 28 %. Die Variationskoeffizienten bei den Profilstäben dagegen sind mit 8 bis 10 % bedeutend niedriger, was allerdings auch auf die dort größere Probenanzahl zurückzuführen ist.

a) Brückengerüste

Ein Vergleich der zum Bruch führenden Last auf VITADUR-Brücken mit 10 mm langem Profilstab und der auf Brücken mit 15 mm langem Verstärkungsteil ergibt nach dem t-Test keinen signifikanten Unterschied. Zwar ist ein höherer Wert bei langem Brückenzwischenglied auffallend, doch hat die Spannweite der Brücke von 10 bis 15 mm nicht unbedingt einen Einfluß auf die Stabilität der Gesamtkonstruktion. Deshalb kann die Prüfung der Bruchlast bei Brücken auf eine Größe, nämlich die mit 10 mm Profilstablänge, beschränkt werden.

b) Brücken

Bei dieser Untersuchung werden die ermittelten Drucklasten auf VITADUR-Brücken denen von gleichdimensionierten Kunststoffbrücken gegenübergestellt. Die Probenanzahl muß wegen des Herstellungsganges auf jeweils fünf Kunststoffbrücken, bei 10 Keramik-Brücken, verringert werden. Eine größere Streuung der Bruchlastwerte ist also zu erwarten, dennoch läßt sich aussagen, daß sich die Bruchlasten zwischen VITA K&B-Material, PALAFERM-Kunststoff und VITADUR-S annähernd wie 1:2:3,5 verhalten.

c) Kronen

Die Festigkeiten gebrannter keramischer Massen, deren Ausgangsmaterialien zur Anfertigung von Jacketkronen im Laufe der letzten Jahre von der Firma VITA Säckingen zur Verfügung gestellt wurden, sind angewachsen; das geht aus einem Vergleich der mittleren Bruchlasten von Kronen aus VITA VAKUUM - Masse (1.225 N) VITADUR S-Masse (2.663 N) und VITADUR N-Masse (2.970 N) hervor. Während die VITADUR-Massen die ehemaligen VITA-VAKUUM-Massen deutlich übertreffen, liegt ein signifikanter Unterschied zwischen VITADUR S und N allerdings nach Anwendung des t-Testes nicht vor. Auffällig ist aber der niedrigere Variationskoeffizient bei VITADUR N, der sich durch die größere Feinkörnigkeit dieses neuen keramischen Pulvers und die damit bessere und gleichmäßigere Verdichtung bei der Verarbeitung und beim Brennvorgang erklären läßt.

4.1.3. Vergleich der Bruchlasten

Beim Vergleich der von den verschiedenen Prüfkörpertypen tolerierten Lasten miteinander sind folgende Punkte zu erwähnen:

1. Bei der Herstellung der Brückengerüste und Brücken verwendete der Zahntechniker VITADUR-Stäbe vom Typ J in hochovaler Anordnung; die zum Bruch dieser Profilart nötige Kraft im Einzelversuch beträgt bei getemperten Stäben und einer Stützweite von 10 mm im Mittel 777 N. Während die Brückengerüste aber bereits bei 430 N zerspringen, halten die fertigen Brücken bedeutend

höhere Lasten, nämlich bis 825 N, aus. Dieser Umstand kann dadurch erklärt werden, daß es bei Belastung eines Gerüsts zu einem baldigen Abreißen des Profilstabes an den nur aus Kernmasse bestehenden Ankerkappen kommt; danach tritt unter Verkantung des Mittelstückes auch in diesem ein Bruch ein (Abb. 8). Bei den ausmodellierten Brücken erscheinen diese typischen Bruchfiguren (Abb. 9) ebenfalls, jedoch bedingt durch die nun größere Stabilität der Kronen, erst bei höheren Belastungen.

2. Auffällig sind die hohen, bei Einzelkronen aus VITADUR auftretenden Werte um 2.800 N. Durch die Versuchsanordnung bedingt, handelt es sich bei dieser Prüfung um eine Druckbelastung, die von keramischen Massen gut toleriert wird. Bei dem 3-Punkt -Test der Profilstäbe und mehr oder weniger auch bei der Untersuchung der Brücken werden die Proben dagegen auf Biegung beansprucht.

4.1.4. Vergleich mit anderen Autoren

Die von JONES, JONES und WILSON (14), BREUSTEDT (3) und McLEAN (22) angegebenen Werte für die Biegebruchfestigkeiten von VITADUR bewegen sich zwischen 65 N/mm^2 und 172 N/mm^2 und beziehen sich auf Prüfkörper aus Kern-, Dentin- oder Schmelzmasse. Lediglich McLEAN (22) untersuchte zusätzlich 90 % Al_2O_3 -haltige Proben und gibt für deren Biegebruchfestigkeit einen Wert zwischen 448 und 483 N/mm^2 an, während der in vorliegender Arbeit ermittelte Wert der Biegebruchfestigkeit von 531 bis 539 N/mm^2 für VITADUR-Profilstäbe aus 97 bis 99 % reiner Tonerde gilt. Dieser höhere Wert

als von McLEAN (22) angegeben, läßt sich einerseits durch den höheren Gehalt an Aluminiumoxid erklären, andererseits durch die in Feinheiten unterschiedlichen Versuchsbedingungen, wie Probengröße und Belastungsgeschwindigkeit. Es können durch die hier dargelegten Untersuchungen die hohen Biegebruchfestigkeiten, die McLEAN (22) für den Werkstoff VITADUR angibt, bestätigt werden.

Klinisch orientierte Prüfungen der Bruchlast auf Al_2O_3 -Keramik hat nur BREUSTEDT (3) durchgeführt, der normierte Jacketkronen aus Hartporzellan belastete und dabei für VITADUR einen Wert um 19 kp (187 N) ermittelte. Die in vorliegender Untersuchung erhaltenen Zahlen von 2.663 bis 2.970 N sind um mehr als das 10fache größer. Da sich die Versuchsaufbauten ähneln, ist eine Erklärung für diese Differenz schwer zu finden.

Bruchlastprüfungen auf VITADUR-Brückengerüsten und Brücken sind bisher von keinem Autor beschrieben worden.

4.2. Mikromorphologische Untersuchungen

Die Festigkeit von VITADUR-Brücken hängt in hohem Maße von der Verbindung des Hartporzellan-Profilstabes mit der Kernmasse der Brückenanker ab. Mikromorphologische Untersuchungen von VITADUR-Brücken können daher Aufschluß geben, ob sich Spalten, Hohlräume oder Sprünge in den Brückenkonstruktionen nach dem Brand ergeben. Ihr Auftreten kann verschiedene Ursachen haben, welche nachfolgend diskutiert werden.

4.2.1. Artefakte

Falls während der Herstellung der Schliffe unkontrolliert starke Belastungen der Probe aufgetreten wären, hätten die dabei entstehenden Risse voraussichtlich alle keramischen Schichten erfaßt. Da dieser Befund aus keinem der mikromorphologischen Bilder bei Vergrößerungen bis zu 100mal ersichtlich ist, vielmehr die sichtbaren Sprünge, Risse oder Hohlräume auf einen umschriebenen Bezirk beschränkt erscheinen, kann davon ausgegangen werden, daß diese Spalten bereits vor Einbettung der Brücken in Kunstharzmasse vorhanden waren.

4.2.2. Werkstoffliche Faktoren

Die bei 1800 °C gebrannten Profilstäbe aus annähernd reiner Tonerde sind hoch verdichtet und in sich sehr homogen. Es ist vorstellbar, daß sie einer nachträglichen Verbindung mit anderen, wenn auch ähnlich zusammengesetzten keramischen Massen, bei nur ca. 1125 °C träge gegenüberstehen, oder daß eine Verbindung wegen der großen Temperaturdifferenz nicht entstehen kann; auch kann möglicherweise die Benetzbarkeit der Profilstäbe zu gering sein. So ließe sich die deutlich sichtbare Grenzlinie zwischen Profilstab und Kernmasse in der starken Vergrößerung (Abb. 12) erklären.

Weiterhin muß die starke Schrumpfung als Materialeigenschaft keramischer Massen beim Brand beachtet werden. Auch sie kann die Ursache von Sprüngen oder Spalten in der fertigen Brücke sein, denn während die breiig aufgetragenen Massen

beim Brand durch Feuchtigkeitsverlust schrumpfen, unterliegen die Profile keiner Dimensionsveränderung. Durch die Sinterung treten dann Spannungsrisse in der Keramik auf, die nicht unbedingt bis an die Oberfläche reichen müssen und also auch nachträglich nicht mit Masse verschlossen werden können.

4.2.3. Verarbeitung im Laboratorium

Beim Brand entstandene Spalten, besonders in der Kernmasse, müssen sorgfältig wieder mit der gleichen keramischen Masse ausgefüllt werden. Andernfalls kann es zu Erscheinungen wie in Abbildung 15 kommen, nämlich einem Eindringen der Dentinmasse in einen Riß in der Kernmasse, was zu einer Schwächung der Konstruktion führt. Auch Hohlräume zwischen Profilstab und Kernmasse am Ansatz des Brückenzwischengliedes zu den Kronen lassen sich durch die Verarbeitung im zahntechnischen Laboratorium erklären. Wird ein VITADUR-Stab, gemäß den Anweisungen der Hersteller-Firma, sorgfältig zwischen den Kronengerüsten eingepaßt, bleibt kaum ein Spalt, in den die relativ zähflüssige Kernmasse einfließen kann. Es verbleibt ein Hohlraum zwischen Kronengerüst und Profilstab; dieser ließe sich allerdings vermeiden, wenn der Tonerdestab nicht bündig eingepaßt wird, sondern nach okklusall hin eine keilförmige Nische zum Einfüllen der Kernmasse frei läßt. Inwieweit der Längsriß (Abb. 16) des Profilstabes dem Zahntechniker zur Last gelegt werden kann, z. B. durch zu heißes Beschleifen an den Enden des Stabes, ist schwer zu sagen. Dieser Defekt kann auch bereits bei Anlie-

ferung der Profile, für das bloße Auge nicht sichtbar, vorhanden gewesen sein oder während der Vorbereitung zur mikromorphologischen Untersuchung entstanden sein.

4.3. Klinische Untersuchung

4.3.1. Vergleich mit anderen Autoren

Die guten Erfahrungen anderer Autoren, z. B. McLEAN (21), BÜCHEL (4), KROGSGAARD-JENSEN (16) und BREUSTEDT (3) mit VITADUR-Brücken bezüglich ihrer Haltbarkeit im Munde können mit dieser Untersuchung nicht bestätigt werden; nach ein- einhalb Jahren sind nur noch acht von 20 eingegliederten Brücken funktionstüchtig. Alle zitierten Autoren hatten im jeweiligen Erhebungszeitraum keine Mißerfolge zu vermelden.

Sowohl McLEAN (20) als auch KROGSGAARD-JENSEN (16) weisen auf die Notwendigkeit einer rechtwinkligen zirkulären Stufe hin; allerdings ist die von McLEAN (20) dabei empfohlene unterschiedliche Stufenbreite zwischen 0,3 und 1,0 mm bei Prämolaren und Molaren klinisch kaum zu verwirklichen.

McLEAN selber hat laut seiner letzten Veröffentlichung (20) nur metallkeramische Brücken im Seitenzahngebiet angefertigt und eingliedert. Die hervorragende Ästhetik von VITADUR-Brücken wurde von allen Autoren besonders gewürdigt und kann durch diese Untersuchung bestätigt werden. Sowohl der Behandler als auch die Patienten waren vom bestechend natürlichen Aussehen des Vollkeramik-Zahnersatzes überrascht und angetan, ein Befund, der zu weiteren Versuchen mit VITADUR-Brücken speziell im Frontzahngebiet anregen

sollte.

Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung werden im folgenden aus verschiedener Sicht gewertet.

4.3.2. Patientenverhalten

Da die Patienten aufgefordert wurden, die VITADUR-Brücken ebenso wie eigene Zähne oder schon vorhandenen Zahnersatz zu pflegen und zu belasten, ist nicht anzunehmen, daß die Probanden extrem harte Bissen versuchsshalber kauten. Außerdem unterzieht sich ein Patient normalerweise nicht unnötig einer nochmaligen Zahnbehandlung zur Anfertigung einer neuen Brücke, welche für ihn mit Schmerzen oder doch Unannehmlichkeiten verbunden ist. Man kann davon ausgehen, daß die Patienten ihren Zahnersatz den Anweisungen entsprechend behandelt haben.

Das Bersten von 2 Seitenzahnbrücken während der Eingliederung ist auf ein unkontrolliertes Zubeißen der Patienten bei noch weichem Zement zurückzuführen. In dieser Phase unterstützt der Zement die keramische Masse nicht genügend, außerdem kann es durch den bei plötzlicher Belastung entstehenden hohen Innendruck in den Kronen zu einem Absprengen von Kronenwänden kommen. Inwieweit die Patienten die Tragweite ihrer Handlung überblicken konnten, war nachträglich nicht zu klären.

4.3.3. Technische Verarbeitung

Sieben von 20 eingegliederten keramischen Brücken wurden von einem Zahntechnikermeister der Firma VITA/Säckingen

angefertigt, die restlichen stellte eine Zahntechnikermeisterin der Zahnklinik der FU Berlin her. Beide waren mit dem genauen Verarbeitungsmodus der VITADUR-Zahnmassen vertraut. Es kann von einer fachgerechten Brenntechnik ausgegangen werden, wenngleich auch im Ausmaß geringfügige, aber evtl. in der Wirkung doch schwerwiegendere Mängel bei der Herstellung, wie aus den mikromorphologischen Untersuchungen ersichtlich, nicht ausgeschlossen werden können.

4.3.4. Konstruktionsart

Die gewählte Konstruktionsart scheint keinen Einfluß auf die Haltbarkeit von VITADUR-Brücken zu haben. Die erwartete Häufung von Mißerfolgen bei Extensionsbrücken blieb aus, vielleicht, weil es in diesen Fällen gelang, den Anhänger in allen Artikulationsphasen durch Einschleifen außerhalb des Antagonistenkontaktes zu stellen. Aber auch die Vermutung, ein noch distal des letzten Pfeilerzahnes stehendes Antagonistenpaar würde die über die Masseter-Pterygoideus medialis-Schlinge ausgeübten Muskelkräfte beim Kauen abfangen, läßt sich nicht belegen. Einerseits sind mehrere Brücken der beschriebenen Konstruktionsart inzwischen zerstört, andererseits ist eine Brücke von 47 nach 45 ohne vorhandenen Weisheitszahn noch intakt.

4.3.5. Okklusionsverhältnisse

Nur bei einem der 20 behandelten Fälle lag ein tiefer Biß vor. Dieser Patient wurde mit einer Brücke im Seitenzahngebiet versorgt (Patient Nr. 8). Die übrigen Gebisse wie-

sen geringen Überbiß und teilweise sogar Kopfbiß auf. Zwar ist bei allen Patienten der Okklusion und Artikulation große Aufmerksamkeit geschenkt worden, um Frühkontakte und Fehlbelastungen auszuschließen; doch konnten sicherlich die besonders bei Frontzahnbrücken ungünstigen Horizontalschübe nicht völlig vermieden werden. Außerdem kann es durch notwendiges Einschleifen und damit Entfernen der Glasurschicht zu einer Schwächung der Keramik gekommen sein.

4.3.6. Präparationsart

Eine Abhängigkeit der Stabilität keramischer Brücken von der Präparationsart ist anzunehmen. Es erwiesen sich die mit rechtwinkliger Stufe an den Pfeilerzähnen präparierten Frontzahnbrücken bis zum Zeitpunkt der Erhebung als etwa doppelt so haltbar wie Seitenzahnbrücken, deren Pfeiler mit schräg abfallender (60° geneigter) Stufe beschliffen waren. Es kann demnach mit einiger Sicherheit auf Grund der Untersuchungsergebnisse angenommen werden, daß die Stufe nach MARXKORS für die Anwendung bei Seitenzahnbrücken nicht geeignet ist, zumal sie einen spitz auslaufenden Kronenrand bewirkt, der bei keramischen Kronen nicht indiziert ist.

4.3.7. Eigenschaften des Werkstoffes

Durch den elastischen Aufhängemechanismus der Zähne in dem sie umgebenden Knochen ist eine Beweglichkeit jedes Zahnes bei Belastung möglich. Bei Einzelkronen, auch aus Keramik, ist dieser Umstand nicht von Bedeutung. Erst bei miteinander verblockten Zähnen gewinnt er an Wichtigkeit. Während

Metallbrückengerüste eine Beweglichkeit der Zähne durch geringe Eigenelastizität ausgleichen können, ist das bei keramischen Brücken wegen der Sprödigkeit des Werkstoffes nicht der Fall. Vielmehr zerzt das stabile Brückenzwischenglied mit dem eingearbeiteten Profilstab von hoher Festigkeit bei Belastung tordierend an den Ankerkronen. Wenn Keramik große Drucklasten auch toleriert, so hält sie doch geringen Zugbelastungen nicht stand. Es tritt ein Sprung am Ansatz des Brückenzwischengliedes oder auch direkt in der Ankerkrone auf. Bei allen beschädigten Brücken war dieser Befund sichtbar.

4.3.8. Nebenfunde

Die bei sechs von 20 Patienten aufgetretenen Dehiszenzen der Gingiva an einem der beiden Pfeilerzähne mit entsprechend empfindlichen Zahnhälsen sind bemerkenswert. Es handelte sich dabei sowohl um Front- als auch um Seitenzähne.

Ein Grund dafür kann das trotz aller Vorsicht beim Präparieren gesetzte Beschleiftrauma der Gingiva sein, welches allerdings bei Stufenpräparationen relativ gering ist. Ein weiterer Reiz für die Gingiva, der zur Retraktion führt, können überstehende Kronenränder sein. Beim klinischen Vorgehen ist jedoch dem bündigen Abschluß der Kronen sowohl bei den Provisorien als auch bei den fertigen Brücken, deren Glassurrand vorher stets gebrochen wurde, peinliche Aufmerksamkeit geschenkt worden. Als letztes schließlich muß noch das im Ablauf der Zeit physiologische Zurückweichen der Gingiva erwähnt werden. Ob dieser Umstand bereits nach einem

Jahr (dem Zeitpunkt der 2. Nachuntersuchung) deutlich zu erkennen ist, läßt sich schwer vorhersagen oder nachträglich bestimmen.

Allerdings waren die zirkulären Stufen, ob rechtwinklig oder schräg abfallend, in Anbetracht des meist gesunden Zustandes der Gingiva dank des relativ jugendlichen Alters der Patienten und wegen des ohnehin großen Zahnhartsubstanzverlustes beim Beschleifen nur knapp unter den limbus gingivae gelegt worden. Ein nur geringes Zurückweichen der Gingiva mußte deshalb schnell eine Freilegung des Zahnhalses mit entsprechenden Unannehmlichkeiten für den Patienten zur Folge haben.

4.4. Allgemeine Bewertung

Eine Gesamtbetrachtung der sich aus den werkstoffkundlichen, mikromorphologischen und klinischen Untersuchungen ergebenden Faktoren ist für die weitere Anwendung von Zahnersatz aus VITADUR interessant.

Die Belastungsprüfungen im ersten Teil der Arbeit ergeben für den Werkstoff in Form von Profilkörpern bisher von anderen keramischen Massen nicht erreichte Biegebruchfestigkeitswerte. Auch die von Brückengerüsten, Brücken und besonders von Kronen maximal tolerierten Lasten liegen jenseits der Größenordnung von Kräften, die ein Patient im Munde auf Zähne oder Zahnersatz ausübt. Daß trotzdem die erwartete Stabilität von VITADUR-Brücken sich durch die klinische Untersuchung nicht bestätigen läßt, wird im folgenden diskutiert.

Während es sich bei den werkstoffkundlichen Prüfungen um senkrechte und mittige Belastung auf Profilen, Brücken oder Kronen handelt, kommen im Munde des Patienten andere Kraft-richtungen zur Auswirkung. In situ werden nicht nur das Brückenzwischenglied, sondern auch die Ankerkronen beansprucht. Zudem finden ungewollte Horizontalschübe, auch auf dem Zahnersatz, statt. Die dabei durch die physiologische Beweglichkeit der Zähne in den VITADUR-Brücken auftretenden Belastungen machen sich als unkontrollierbare Druck-, Zug- und Biegespannungen (Torsionskräfte) bemerkbar, die dann zu einem Abreißen des in sich stabilen Brückenzwischengliedes oder zu Zerstörung der Kronen führen können.

Dieser angenommene Bruchmechanismus erfordert vor allem eine stabilere Bauart der Ankerkronen. Eine okklusale oder palatinale Schichtdicke der Keramik von 1 mm ist nicht ausreichend, um dem Profilstab einen genügenden Halt in den Kronen zu ermöglichen. Es empfiehlt sich, bereits die Kernmasseschicht allseitig ca. 1 mm stark zu gestalten. Dazu ist ein entsprechender Abstand zwischen Stumpf und Antagonist von 1,5 mm bis 2 mm notwendig. Diese Forderung läßt sich nur bei günstigen Okklusionsverhältnissen erfüllen und schränkt das Anwendungsgebiet von VITADUR-Brücken ein. Da die keramische Masse außerdem eine genügende Unterstützung durch Zahnhartsubstanz benötigt, kommen nur Patienten mit relativ gut erhaltenen Pfeilerzähnen für diese Versorgung in Betracht. Im Seitenzahngebiet handelt es sich oft jedoch um vielfach gefüllte oder zerstörte Zähne.

Eine weitere Schwierigkeit der Vollporzellanbrücken liegt auch darin, daß die Herstellung von VITADUR-Brücken vom Zahntechniker exaktes Vorgehen erfordert, um die in den mikromorphologischen Untersuchungen zutage getretenen möglichen Fehlstellen im Aufbau dieser Art von Zahnersatz vermeiden zu können.

Letztendlich wird vom Behandler ebenfalls große Genauigkeit und damit Zeitaufwand erwartet, denn sowohl das Anlegen der zirkulären Stufen bei der Präparation als auch das Einpassen des Zahnersatzes sollten sorgfältigst erfolgen.

Ob es gelingen kann, alle, auch geringe Fehlbelastungen auszuschalten, ist fraglich. Da diese aber besonders im Seitenzahnbereich leicht zu einem Mißerfolg führen können, sollten in diesem Gebiet Alternativlösungen, wie sie in den metallkeramischen Methoden zur Verfügung stehen, Anwendung finden.

Ob statt einer schrägen Stufe nach MARXKORS eine rechtwinklige Schulterpräparation, evtl. in Größenordnungen wie von McLEAN (20) angegeben, zu anderen Ergebnissen bei den Seitenzahnbrücken führen würde, sei dahingestellt. Generell sollte man die zirkuläre Stufe, sowohl bei Front- als auch bei Seitenzähnen, mindestens 1 mm tief in die Zahnfleischfurche versenken. Nur so kann ein bei Zurückweichen der Gingiva freiliegender Zahnhals über längere Zeit vermieden werden.

5. ZUSAMMENFASSUNG

In der vorliegenden Dissertation wurde VITADUR-Hartporzellankeramik in werkstoffkundlicher, mikromorphologischer und klinischer Hinsicht untersucht.

Die anhand von 270 Tonerde-Prüfkörpern ermittelten Biegebruchfestigkeitswerte von 531 bis 539 N/mm² für den Werkstoff bestätigten die von McLEAN (22) beschriebene große Stabilität der Al₂O₃-haltigen keramischen Massen. Außerdem wurde in einer klinisch orientierten Versuchsanordnung die von Brückengerüsten, Brücken und Kronen maximal tolerierte Last festgestellt. Auch hier lagen die sich ergebenden Werte so hoch, daß eine Erprobung des Werkstoffes am Patienten gute Ergebnisse erwarten ließ.

20 eingegliederte vollkeramische Brücken, davon sieben im Front- und 13 im Seitenzahngebiet, sollten hier Erfahrungen vermitteln. Die zur Aufnahme der Ankerkronen vorgesehenen Frontzähne wurden zirkulär mit rechtwinkliger, die Seitenzähne mit 60° - abfallender Stufe nach MARXKORS versehen. Nach einer Zeit von eineinhalb Jahren ergaben klinische Nachuntersuchungen, daß von den angefertigten Brücken noch acht funktionstüchtig waren. Bei den Frontzahnbrücken waren drei, bei den Seitenzahnbrücken immerhin neun gebrochen.

Bei der Herstellung von VITADUR-Zahnersatz konnten trotz Genauigkeit beider zahntechnischen Verarbeitung Fehlerquellen nicht vermieden werden. Dieses ging aus den mikromorphologischen Schliffbildern hervor.

In Anbetracht des erheblichen Zeitaufwandes, der vom Zahnarzt zur Anfertigung und Eingliederung von keramischen Brücken erforderlich ist, und der trotzdem nicht sicheren Prognose bezüglich der Haltbarkeit, sollte die Anwendung von VITADUR-Brücken auf das Frontzahnggebiet beschränkt bleiben. Dort kommt die hervorragende ästhetische Wirkung dieses Werkstoffes am besten zur Geltung. Im weniger sichtbaren Seitenzahnbereich dagegen stehen u.a. durch die Metallkeramik entsprechende Möglichkeiten zur Verfügung, genügend stabilen Zahnersatz einzugliedern.

6. SCHRIFTTUM

1. BÖGE, A.: Das Techniker Handbuch
Vieweg Verlag, Braunschweig 1969
2. BREUSTEDT, A.: Zahnärztliche Keramik
2. Aufl., VEB Verlag Volk und Gesundheit,
Berlin 1968
3. BREUSTEDT, A. und ROTT, M.: Werkstoffliche Probleme der
 Al_2O_3 -verstärkten dentalkeramischen Massen
Öst.Z. Stomat. 67, 42 (1970)
4. BÜCHEL, K.: Die VITADUR-Vollporzellanbrücke
Quintessenz zahnärztl. Lit. 22, 1 (1971)
5. DERMANN, K.: Persönliche Mitteilung, Berlin 1976
6. DIN 51 230: Dynstat-Gerät zur Bestimmung von Biegefestigkeit und Schlagzähigkeit an kleinen Proben
Beuth-Verlag, Berlin - Köln 1962
7. EICHNER, K.: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung
3. Aufl., Hüthig-Verlag, Heidelberg 1974
8. FREYBERGER, P.: Weitere Verbesserungen der Prozellanmantelkronentechnik
Zahnärztl. Welt/Rdsch. 77, 583 (1968)
9. HEINZE, W.: Biegebruchfestigkeiten von zahnärztlichen Füllungskunststoffen
Med. Diss., FU Berlin 1974
10. HOFFMANN-AXTHELM, M.: Geschichte der Zahnheilkunde
Verlag "Die Quintessenz", Berlin 1973
11. HUGEL, R.: Untersuchungen über die Ausmaße von Schmelz und Dentin an oberen Frontzähnen und Prämolaren
Med. Diss., Würzburg 1971
12. JONES, D. W.: Statistical Parameters for the Strength of Dental Porcelain
Dent. Pract. 22, 55 (1971)
13. JONES, P. A., WILSON, H. J. und OSBORNE, J.:
Impact Properties of Dental Materials
Brit. dent. J. 129, 565 (1970)

14. JONES, D. W., JONES, P. A. und WILSON, H. J.:
The Relationship between Transverse Strength
and Testing Methods for Dental Ceramics
Journal of Dent. 1, 85 (1972)
15. JONES, D. W., JONES, P. A. und WILSON, H. J.:
The Modulus of Elasticity of Dental Ceramics
Dent. Pract. 22, 170 (1972)
16. KROGSGAARD-JENSEN, O.: Jacketbroer
Tandlaegebladet 21, 885 (1974)
17. KÜHL, W.: Zur Präparationstechnik für Verblendkronen
Dtsch. zahnärztl. Z. 21, 916 (1966)
18. MARXKORS, R.: Das Beschleifen von Zähnen zur Aufnahme
von Gußkronen
Zahnärztl. Welt/Ref. 81, 1063 (1972)
19. McLEAN, J. W.: The Science and Art of Dental Ceramics,
I and II
Louisiana State University School of Dentistry,
1973/74
20. McLEAN, J. W.: The Science and Art of Dental Ceramics,
III and IV
Louisiana State University School of Dentistry,
1976/77
21. McLEAN, J. W.: A Higher Strength Porcelain for Crown
and Bridge Work
Brit. dent. J. 119, 268 (1965)
22. McLEAN, J. W. und HUGHES, T. H.: The Reinforcement of
Dental Porcelain with Ceramic Oxides
Brit. dent. J. 119, 251 (1965)
23. PRALOW, W.: Zusammensetzung und Herstellung dentalkera-
mischer Massen
Vortrag auf der Jahrestagung der "Neuen Gruppe",
Säckingen 1974
24. PRALOW, W.: VITADUR - eine Weiterentwicklung dental-
keramischer Massen
dent. lab. 2, 66 (1969)

25. RYSCHKEWITSCH, E.: Oxydkeramik
Springer Verlag, Berlin 1948
26. SACHS, L.: Statistische Auswertungsmethoden
3. Aufl., Springer Verlag, Berlin 1972
27. SALMANG, H.: Die Keramik
2. Aufl., Springer Verlag, Berlin 1951
28. SCHAAF, R.: Untersuchungen über die Wandstärken von
Schmelz und Dentin an unteren Frontzähnen
und Prämolaren
Med. Diss., Würzburg 1971
29. SOUTHAN, D. E.: Strengthening Modern Dental Porcelain
by Ion Exchange
Austr. dent. J. 15, 507 (1970)
30. SWERDLOW, H. und STANLEY, H. R.: Reaction of the Human
Dental Pulp to Cavity Preparation
J. Amer. dent. Ass. 56, 317 (1953)
31. SZABO, J.: Einführung in die Technische Mechanik
5. Aufl., Springer Verlag, Berlin 1961
32. ULLMANN, K.: Die topographische Anatomie der Zahnhart-
gewebe in Abhängigkeit vom Lebensalter
Med. Diss., FU Berlin 1972

Ergänzendes Schrifttum

33. EICHNER, K.: Behandlungsablauf bei prothetischer Ver-
sorgung mit Jacketkronen und anderen keramischen
Arbeiten
VITA Zahnfabrik, Säckingen 1974
34. RADCZEWSKI, O. E.: Die Rohstoffe der Keramik
Springer-Verlag, Berlin 1968
35. STURM, W.: Die VITADUR-Keramik
Zahnärztl. Welt/Ref. 69, 446 (1968)

7. TABELLENANHANG

Meßwerte der werkstoffkundlichen Untersuchung

- I = Profile im Anlieferungszustand,
Stützweite 10 mm
- II = Profile im Anlieferungszustand,
Stützweite 15 mm
- III = Profile getempert,
Stützweite 10 mm

Abmessungen der Profilquerschnitte

- E = rund, 1,0 mm Durchmesser
- F = rund, 1,5 mm Durchmesser
- G = rund, 3,0 mm Durchmesser
- H = oval, 2,5 mm mal 3,0 mm
- J = oval, 2,5 mm mal 3,5 mm
- K = oval, 3,0 mm mal 3,5 mm

	Bruch- last (kp)	Biegebruch- festigkeit (kp/mm ²)	(N/mm ²)
I	2,1	53,5	524,8
	2,3	58,6	574,9
	2,2	56,0	549,4
	2,5	63,7	624,9
	2,4	61,1	599,4
	1,9	48,4	474,8
	2,2	56,0	549,4
	2,2	56,0	549,4
	2,0	51,0	500,3
	1,9	48,4	474,8
II	1,3	49,7	487,6
	1,4	53,5	524,8
	1,4	53,5	524,8
	1,3	49,7	487,6
	1,3	49,7	487,6
	1,3	49,7	487,6
	1,2	45,8	449,3
	1,6	61,1	599,4
	1,3	49,7	487,6
	1,4	53,5	524,8
III	2,0	51,0	500,3
	1,8	45,9	450,3
	2,5	63,7	624,9
	1,9	48,4	474,8
	2,2	56,0	549,4
	2,0	51,0	500,3
	2,2	56,0	549,4
	2,1	53,5	524,8
	2,3	58,6	574,9
	1,8	45,9	450,3

Tabelle 9: Profil E

	Bruch-	Biegebruch-	
	last	festigkeit	
	(kp)	(kp/mm ²)	(N/mm ²)
I	8,1	61,1	599,4
	7,2	54,4	533,7
	5,5	41,5	407,1
	6,4	48,3	473,8
	7,2	54,4	533,7
	8,1	61,1	599,4
	7,9	59,6	584,7
	7,6	57,4	563,1
	7,5	56,6	555,2
	4,8	36,2	355,1
II	4,1	46,4	455,2
	5,1	57,7	566,1
	3,6	40,8	400,2
	4,6	52,1	511,1
	5,2	58,9	577,8
	5,0	56,6	555,2
	4,5	51,0	500,3
	3,8	43,0	421,8
	4,0	45,3	444,4
	4,1	46,4	455,2
III	8,1	61,1	599,4
	5,3	40,0	392,4
	6,6	49,8	488,5
	6,7	50,6	496,4
	5,8	43,8	429,7
	6,2	46,8	459,1
	6,1	46,1	452,2
	6,7	50,6	496,4
	7,0	52,9	518,9
	7,4	55,9	548,4

Tabelle 10: Profil F

	Bruch- last (kp)	Biegebruch- festigkeit (kp/mm ²)	(N/mm ²)
I	42,5	40,1	393,4
	53,5	50,5	495,4
	47,0	44,3	434,6
	52,5	49,5	485,6
	55,0	51,9	509,1
	48,0	45,3	444,4
	50,0	47,2	463,0
	53,5	50,5	495,4
	51,0	48,1	471,9
	47,0	44,3	434,6
II	36,0	51,0	500,3
	38,0	53,8	527,8
	32,0	45,3	444,4
	35,0	49,5	485,6
	40,0	56,6	555,2
	34,5	48,8	478,7
	36,0	51,0	500,3
	37,0	52,4	514,0
	36,0	51,0	500,3
	40,0	56,6	555,2
III	58,0	54,5	534,6
	51,0	47,9	469,9
	56,0	52,6	516,0
	50,0	47,0	461,1
	53,0	49,8	488,5
	66,0	62,0	608,2
	65,0	61,1	599,4
	48,0	45,1	442,4
	56,0	52,6	516,0
	68,0	63,9	626,9

Tabelle 11: Profil G

	Bruch- last	Biegebruch- festigkeit	
	(kp)	(kp/mm ²)	(N/mm ²)
I	46,0	56,0	549,4
	57,0	69,4	680,8
	51,0	62,1	609,2
	42,0	51,1	501,3
	48,5	59,0	578,8
	47,0	57,2	561,1
	45,5	55,4	543,5
	47,0	57,2	561,1
	46,0	56,0	549,4
	42,0	51,1	501,3
II	27,5	50,2	492,5
	31,5	57,5	564,1
	30,5	55,7	546,4
	33,0	60,2	590,6
	36,0	65,7	644,5
	33,0	60,2	590,6
	31,0	56,6	555,2
	28,0	51,1	501,3
	30,0	54,8	537,6
	29,0	52,9	518,9
III	49,0	59,8	586,6
	48,0	58,6	574,9
	51,0	62,1	609,2
	48,0	58,6	574,9
	50,0	61,0	598,4
	52,0	63,4	622,0
	62,0	75,6	741,6
	55,0	67,1	658,3
	49,0	59,8	586,6
	52,0	63,4	622,0

Tabelle 12: Profil H (flachoval belastet)

	Bruch- last	Biegebruch- festigkeit	
	(kp)	(kp/mm ²)	(N/mm ²)
I	51,0	47,9	469,9
	46,0	43,2	423,8
	51,0	47,9	469,9
	58,0	54,4	533,7
	51,0	47,9	469,9
	54,0	50,7	497,4
	45,0	42,2	414,0
	62,0	58,2	570,9
	55,0	51,6	506,2
	50,0	46,9	460,1
II	35,0	49,3	483,6
	40,0	56,3	552,3
	34,0	47,9	469,9
	34,0	47,9	469,9
	36,5	51,4	504,2
	32,0	45,0	441,5
	36,0	50,7	497,4
	40,5	57,0	559,2
	37,5	52,8	518,0
	41,5	58,4	572,9
III	53,0	49,8	488,5
	52,0	48,9	479,9
	45,0	42,2	414,0
	51,0	47,9	469,9
	65,0	61,1	599,4
	56,0	52,6	516,0
	57,0	53,6	525,8
	54,0	50,7	497,4
	63,0	59,2	580,8
	46,0	43,2	423,8

Tabelle 13: Profil H (hochoval belastet)

	Bruch- last	Biegebruch- festigkeit	
	(kp)	(kp/mm ²)	(N/mm ²)
I	62,0	60,2	590,6
	57,0	55,3	542,5
	56,5	54,9	538,6
	52,0	50,5	495,4
	63,5	61,7	605,3
	55,0	53,4	523,9
	65,0	63,1	619,0
	66,5	64,6	633,7
	64,5	62,6	614,1
	72,0	69,9	685,7
II	34,0	49,5	485,6
	43,0	62,6	614,1
	45,5	66,3	650,4
	39,0	56,8	557,2
	43,0	62,5	613,1
	45,5	66,3	650,4
	37,0	53,9	528,8
	42,0	61,2	600,4
	40,0	58,3	571,9
	39,0	56,8	557,2
III	68,0	66,0	647,5
	70,0	67,9	666,1
	59,0	57,2	561,1
	70,0	67,9	666,1
	58,0	56,3	552,3
	67,0	65,0	637,7
	57,0	55,3	542,5
	65,0	63,1	619,0
	60,0	58,2	570,9
	70,0	67,9	666,1

Tabelle 14: Profil J (flachoval belastet)

	Bruch- last	Biegebruch- festigkeit	
	(kp)	(kp/mm ²)	(N/mm ²)
I	88,0	53,4	523,9
	83,0	50,3	493,4
	88,0	53,4	523,9
	89,0	54,0	529,7
	96,5	58,5	573,9
	85,5	51,9	509,1
	91,5	55,5	544,5
	85,0	51,6	506,2
	87,0	52,8	518,0
	90,0	54,6	535,6
II	51,0	46,4	455,2
	52,5	47,8	468,9
	59,0	53,7	526,8
	53,0	48,2	472,8
	60,0	54,6	535,6
	58,0	52,8	518,0
	55,0	50,0	490,5
	51,0	46,4	455,2
	50,0	45,5	446,4
	54,0	49,1	481,7
III	80,0	48,8	478,7
	79,0	48,2	472,8
	72,0	43,9	430,7
	81,0	49,4	484,6
	79,0	48,2	472,8
	85,5	51,9	509,1
	75,0	45,8	449,3
	61,0	37,2	364,9
	97,0	59,1	579,8
	83,5	50,6	496,4

Tabelle 15: Profil J (hochoval belastet)

	Bruch- last	Biegebruch- festigkeit	
	(kp)	(kp/mm ²)	(N/mm ²)
I	73,0	53,7	526,8
	88,5	65,1	638,6
	74,5	54,8	537,6
	91,0	66,9	656,3
	87,0	64,0	627,8
	80,5	59,1	579,8
	80,0	58,8	576,8
	81,5	59,9	587,6
	83,0	61,0	598,4
	67,0	49,3	483,6
II	47,0	51,8	508,2
	50,0	55,2	541,5
	54,0	59,6	584,7
	54,5	60,1	589,6
	52,5	57,9	568,0
	51,0	56,3	552,3
	54,0	59,6	584,7
	46,5	51,3	503,3
	50,0	55,2	541,5
	49,5	54,6	535,6
III	83,5	61,4	602,3
	77,0	57,0	559,2
	83,5	61,4	602,3
	74,5	54,8	537,6
	76,0	56,2	551,3
	74,5	54,8	537,6
	86,0	63,6	623,9
	76,0	56,2	551,3
	79,0	58,5	573,9
	79,0	58,5	573,9

Tabelle 16: Profil K (flachoval belastet)

	Bruch- last	Biegebruch- festigkeit	
	(kp)	(kp/mm ²)	(N/mm ²)
I	98,0	62,6	614,1
	102,0	65,2	639,6
	86,0	55,0	539,6
	91,0	58,2	570,9
	89,0	56,9	558,2
	90,0	57,5	564,1
	104,0	66,5	652,4
	86,0	55,0	539,6
	104,0	66,5	652,4
	97,0	62,0	608,2
II	64,0	61,4	602,3
	56,0	53,7	526,8
	54,0	51,8	508,2
	59,0	56,6	555,2
	60,0	57,5	564,1
	57,0	54,7	536,6
	48,0	46,0	451,2
	54,0	51,8	508,2
	53,5	51,3	503,3
	63,5	60,9	597,4
III	85,0	54,4	533,7
	86,0	55,0	539,6
	89,0	56,9	558,2
	82,0	52,5	515,0
	80,0	51,2	502,3
	92,0	58,9	577,8
	88,0	56,3	552,3
	97,0	62,0	608,2
	79,0	50,6	496,4
	89,0	56,9	558,2

Tabelle 17: Profil K (hochoval belastet)

Bruchlast		
	(kp)	(N)
VITA VAKUUM - Masse	130	1.275
	135	1.324
	157	1.540
	71	697
	101	991
	103	1.010
	166	1.629
	90	883
	121	1.187
	175	1.717
VITADUR S-Masse	348	3.414
	250	2.453
	145	1.422
	275	2.698
	255	2.502
	317	3.110
	155	1.521
	375	3.679
	280	2.747
	315	3.090
VITADUR N-Masse	328	3.218
	350	3.434
	320	3.139
	273	2.678
	345	3.384
	277	2.717
	265	2.600
	340	3.335
	270	2.649
	260	2.551

Tabelle 18: Keramische Kronen

Profilstablänge:	Bruchlast			
	(kp)	(N)	(kp)	(N)
	10 mm		15 mm	
Brückengerüste aus VITADUR S	43	422	47	461
	40	392	38	373
	38	373	44	432
	45	441	37	363
	35	343	48	471
	33	324	54	530
	42	412	62	608
	54	530	50	491
	55	540	58	569
	53	520	54	530
Brücken aus VITADUR S	70	687		
	83	814		
	66	647		
	122	1.197		
	65	638		
	96	942		
	80	785		
	90	883		
	61	598		
	108	1.059		
Brücken aus PALAFERM	60	589		
	53	520		
	62	608		
	43	422		
	47	461		
Brücken aus VITA K&B-Material	22	216		
	20	196		
	28	275		
	20	196		
	28	275		

Tabelle 19: Brückengerüste und Brücken

8. LEBENSLAUF

Am 3. Dezember 1947 wurde ich als zweite Tochter des Apothekers Dr. Friedrich Gewehr und seiner Frau Erika, geb. Behrends in Strang geboren.

Bis 1949 lebten wir in Osnabrück, danach in Düsseldorf, und von 1953 an in Koblenz, wo ich Ostern 1954 eingeschult wurde. 1958 übersiedelte meine Familie nach Berlin; hier bestand ich im Frühjahr 1967 die Reifeprüfung.

Im Sommersemester des gleichen Jahres begann ich an der Freien Universität Berlin mit dem Studium der Zahnmedizin. Die zahnärztliche Vorprüfung legte ich im Herbst 1969 ab, die zahnärztliche Prüfung am 21. Juli 1972.

Seit November 1972 arbeite ich als wissenschaftliche Assistentin in der prothetischen Abteilung der Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde.

1974 begann ich mit meiner Dissertation.

Herrn Professor Dr. K. E i c h n e r möchte ich meinen herzlichen Dank für die freundliche Überlassung des Themas und die großzügige und hilfreiche Unterstützung meiner Arbeit sagen.

Außerdem danke ich allen Mitarbeitern der FU-Zahnklinik, soweit sie zum Gelingen der Untersuchung beitrugen, darunter besonders den Damen und Herren der Werkstoffkundlichen Abteilung unter der Leitung von Herrn Professor Dr. J. V i o h l .

